

UNTERSUCHUNG DER WILLKÜRMOTORIK
DES MENSCHEN AN HAND VON
SUPINATIONS-PRONATIONSBEWEGUNGEN

Peter SCHOPF

1901

Dissertations- und Fotodruck ANNELIESE SCHUBERT
Corneliusstraße 21 · 8000 München 5 · Telefon 268177



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548325_0008

Aus dem Institut für Medizinische Psychologie der Universität München
Direktor: Prof. Dr. E. Pöppel

Untersuchung der Willkürmotorik des Menschen an Hand von
Supinations- Pronationsbewegungen

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Peter Schopf

aus

München

Jahr

1981

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. I. Rentschler

Mitberichterstatter: Prof. Dr. E. Pöppel

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 30. Juli 1981



INHALTSVERZEICHNIS

I. Einleitung

II. Literaturübersicht

1. Willkürmotorik aus kybernetischer Sicht
2. Willkürmotorik in der neurologischen Forschung

III. Methodik

1. Versuchsanordnung
2. Versuchsdurchführung
 - 2.1 Spontanbewegungen
 - 2.2 Folgebewegungen
 - 2.3 Oscillierende Bewegungen
3. Versuchspersonen
4. Fehlerbetrachtung

IV. Ergebnisse

1. Abhängigkeit der maximalen Verkürzungsgeschwindigkeit von der Ausgangslänge
2. Oscillierende Bewegungen
 - 2.1 Diadochokinetische Supinations- Pronationsbewegungen
 - 2.2 Hemmeffekte
 - 2.3 Bahnungseffekte
 - 2.3.1 Einfluß der vorausgegangenen Bewegungen
 - 2.3.2 Psychophysiologische Einflußfaktoren
 - 2.3.3 Anmerkung
3. Spontanbewegungen
 - 3.1 Bewegungscharakteristik
 - 3.2 Charakterisierung des Gesamtbewegungsspektrums
 - 3.2.1 Rasche ballistische Selbstbewegungen
 - 3.2.2 Spontanbewegungen mit Bewegungsvorgabe

V. Theorie der menschlichen Selbstbewegung

1. Zeitliche Verschaltung der einzelnen Bewegungstypen
2. Analyse der einzelnen Bewegungskomponenten

VI. Zusammenfassung

I. EINLEITUNG

Die Willkürmotorik als spezifisch menschliche Äußerungsmöglichkeit steht seit Anbeginn im Mittelpunkt des wissenschaftlichen Interesses. Wie fast alle menschlichen Phänomene sind ihrer Erforschung jedoch auch die Begrenztheit des Experimentierens grundsätzliche Grenzen gesetzt.

Wesentliche Aufschlüsse über das motorische System wurden daher auch an Tieren, speziell an Affen, gewonnen. Weitere Fortschritte erfolgten durch die Entwicklung elektrischer Ableitmethoden, wie EMG und EEG. Als dritte Säule in der Erforschung der Willkürmotorik stehen mechanische Verfahren. Das Kernprinzip dieser Technik besteht in der Registrierung der Kraft- und Wegzeitfunktionen unterschiedlicher motorischer Akte (Mechanomyographie).

Einen wesentlichen Aufschwung erfuhren die mechanischen Techniken durch das Vordringen kybernetischer Forschungsansätze in der Medizin. Der Vorteil dieser Methoden, vor allen Dingen in Verbindung mit EEG- und EMG-Ableitungen besteht darin, am Menschen direkt experimentieren zu können.

Im Mittelpunkt der vorliegenden Arbeit stehen Analysen von Selbstbewegungen und Folgebewegungen anhand ihres zeitlichen Bewegungsablaufes und die Interpretation dieser Ergebnisse aus der derzeitigen physiologischen Theorie. Diesem Ansatz liegt die These zugrunde, daß in jeder motorischen Reaktion die entsprechenden physiologischen Systeme abgebildet sind, d.h. aus dem Bewegungsablauf die Wirkcharakteristik abgeleitet werden kann.

II. LITERATURÜBERSICHT

1. Willkürmotorik aus kybernetischer Sicht

Mit dem Vordringen der kybernetischen Denkweise lag es nahe, auch die Motorik unter dem Aspekt der Regelung und Steuerung zu untersuchen. Erste Hinweise, eine durch das Auge-Hand-System durchgeführte Bewegung als geregelten und gesteuerten Prozeß zu verstehen, kamen bereits von WIENER³⁰⁾, der auch schon die Möglichkeit sah, verschiedene motorische Störungen durch die kybernetischen Modellannahmen zu erklären.

Nach VOSSIUS²⁹⁾ gibt es zwei grundsätzliche Möglichkeiten, die kybernetische Denkweise auf biologische Zusammenhänge anzuwenden:

1. In enger Anlehnung an das physiologische Experiment als mehr qualitatives, strukturelles Ordnungsprinzip (z. B. das von Holst und Mittelstett 1950 entwickelte Reafferenzprinzip).
2. Durch Anwendung des Black-Box-Konzeptes und der Ermittlung der Übertragungseigenschaften des betrachteten Systems, ohne daß der Inhalt des "Kastens" von Interesse ist.

Keiner der beiden Wege wird für sich alleine zum Ziele führen. Sinnvoll erscheint die Verschränkung beider Prinzipien:

- Vorgehen in der Black-Box-Denkweise; erscheint sinnvoll bei der Analyse mehr peripherer Funktionsabläufe, sowie in der Analyse von einzelnen Gliedern eines komplexen Gesamtgefüges.
- Der qualitativ-strukturelle Ansatz bietet Vorteile bei der Betrachtung ganzer Systeme, z. B. bei der Analyse höherer informationsverarbeitender Teile des ZNS.

Die ersten Ansätze zur kybernetischen Analyse der menschlichen Motorik erfolgten aus dem Lager der experimentellen Psychologie, sowie der Elektronik und Nachrichtentechnik.

Diese Ansätze waren gekennzeichnet durch eine direkte Anwendung regeltechnischer Prinzipien auf die Motorik, durch die mathematische input-output-Analyse eines mit linearem Übertragungsverhalten ausgestatteten Black-Box-Modells (TUSTIN²⁵⁾, SEARLE und TAYLOR²¹⁾, TAYLOR und BIRMINGHAM²³⁾, TAYLOR²⁴⁾, MAYNE¹⁷⁾).

Die Elemente der jeweiligen Versuchsanordnungen bestanden aus einer standardisierten Bewegungsvorgabe (input), sowie der zu registrierenden Bewegungsantwort (output). Die Bewegungsvorgaben bestanden zum Zwecke einer vereinfachten mathematischen Analyse aus Sprungfunktionen (unterschiedliche Amplitude) mit Sinusfunktionen. Die in der Literatur beschriebenen Versuchsanordnungen unterschieden sich in den Darbietungen der Bewegungsvorgabe (Papierstreifen, Fernsehschirm, Zielpunkte etc.), sowie den motorischen Systemen, die die Antwortbewegungen auszuführen hatten (Steuerknüppel, Bleistift, Handrad etc.).

Die Analyse der Übertragungsfunktion (input/output) erfolgte nach technisch erprobtem Verfahren durch Aufstellung der Differentialgleichungen, die eine dynamische Beschreibung der Black-Box-Eigenschaften erlaubten (P, D, I, Verhalten) oder durch numerische Beschreibung des Regelverhaltens (Laufzeit, Totzeit, Regelgüte, Einstellzeit, Regelgenauigkeit, Nyquistverfahren etc.).

Als Beispiel für die ersten klassischen Untersuchungen der menschlichen Willkürmotorik unter dem neuen Paradigma der Kybernetik sei die Untersuchung von MAYNE¹⁷⁾ kurz dargestellt, die sich in ihrem Ergebnis mit den Untersuchungen von TAYLOR²⁴⁾ deckt.

Die Versuchsperson wurde aufgefordert, mit einem Bleistift einer auf einem Papierstreifen gezeichneten Linie zu folgen, die sich mit konstanter Geschwindigkeit unter einem Schlitz bewegte. Als input verwandte MAYNE Sprünge und Sinusfunktionen (Abb. 1 und 2).

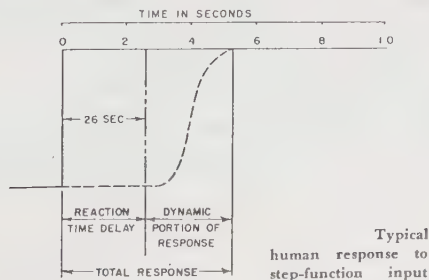


Abb. 1 Sprungfunktion



Abb. 2 Sinusfunktion

(a) "CLOSED LOOP" RESPONSE

Die Analyse des Übertragungsverhaltens erfolgte durch die Bestimmung der dynamischen Übertragungsfunktion, sowie der Frequenzanalyse nach Nyquist, und ergab relativ unhandliche mathematische Ausdrücke.

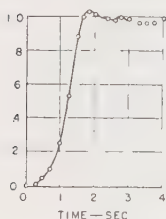


Figure 4. Dynamic portions of response to step input

$$\theta_1 = 1 - 2e^{-14t} - 1.03e^{-13.5t} \sin(26t - 1.30) - 0.06e^{-8t} \sin(78t - 0.12)$$

$$\theta_2 = 1 - 1.40e^{-16.4t} - 1.25e^{-12.3t} \sin(24t - 0.5) - 0.096e^{-7.4t} + 0.15e^{-6.4t} \sin(50.6t - 0.77)$$

o CALCULATED POINTS
— ACTUAL RESPONSE

Die ersten deutschen Ansätze erfolgten 1956 am Institut für allgemeine Fernmeldetechnik von KUPFMÜLLER und POKLEKOWSKI¹⁶⁾.

Die regeltechnische Untersuchung der menschlichen Willkürbewegung erfolgte bei diesen Untersuchungen nicht wie bei MAYNE anhand von Folgebewegungen, sondern durch Zielbewegungen, die die Versuchsperson mit einem Griffel auszuführen hatte. Start- und Zielpunkt waren elektronische Kontakte, Zielgröße und Zielweite waren variabel. Der Start erfolgte auf ein optisches Signal hin; Reaktionszeit, Dauer der Bewegung, sowie die Wegzeitfunktion wurden gemessen, wobei letztere mittels einer stroboskopischen Aufnahme des Bewegungsablaufes ermittelt wurde.

KUPFMÜLLER und POKLEKOWSKI verglichen die Reaktion der menschlichen Zielbewegung mit einem idealen Integralregler und untersuchten die Einstellzeit (Zeitdauer, zum Ausgleich der Störung) in Abhängigkeit von der Laufzeit (Totzeit) des Systems.

Die wesentlichsten Ergebnisse der Arbeiten von KUPFMÜLLER und MAYNE bestanden in der Aufspaltung des Regelvorganges, der der menschlichen

Willkürmotorik zugrunde liegt, in einem "äußeren" und einem "inneren" Regelkreis.

Die Laufzeiten des inneren Regelkreises, der seine Fühler in der Muskel- und Tiefensensibilität besitzt, ermittelten KUPFMÜLLER und POKLEKOWSKI mit ca. 50 msec., während der äußere Regelkreis mit dem Auge als Fühler eine Laufzeit von ca. 200 msec. aufweist. Der äußere Regelkreis stellt nach diesem Modell gleichsam die Raumkoordinaten zur Verfügung, nach denen der innere Regelkreis unter Rückmeldung der Lage und Bewegungsrezeptoren die Bewegung ausführt. Das Auge braucht nur die Richtigkeit der Ausführung des Bewegungsplanes zu überwachen. Bei der Untersuchung des inneren Regelkreises waren die jeweiligen Zielbewegungen mit geschlossenen Augen auszuführen.

Die Arbeiten von KUPFMÜLLER wurden von VOSSIUS weitergeführt ²⁶⁾, insbesondere eine genauere Bestimmung der Laufzeiten der Regelkreise, sowie des Effektes der Übung auf den Bewegungsablauf. VOSSIUS verwandte in seinen ersten Untersuchungen die Apparatur von KUPFMÜLLER und POKLEKOWSKI und konnte die Ergebnisse von KUPFMÜLLER wie folgt modifizieren:

- Totzeit des äußeren Kreises: 100 bis 110 msec.
VOSSIUS weist auf den interessanten Aspekt hin, daß diese Totzeit dem von BILLIG gefundenen optischen Moment entspricht (das ist die Zeit, die das Gehirn benötigt, um zwei optische Eindrücke gerade noch als solche zu diskriminieren).
- Totzeit des inneren Regelkreises: 26 bis 30 msec
(die Eigenreflexzeit nach FELIX ⁹⁾ beträgt 15 bis 17 msec).
- Der Effekt der Übung stellt sich nach diesem Modell als allmählicher Abbau der Bewegungsausführung durch den äußeren Kreis zugunsten des inneren Regelkreises dar, das Auge liefert also nur mehr die Raumkoordinaten, nach denen der innere Regelkreis die Bewegung schneller und präziser ausführen kann.

In einer Untersuchung stellten VOSSIUS und WAGNER ²⁸⁾ 1960 den Einfluß des Alkohols auf die Willkürmotorik praktisch als Verlust der durch Übung erworbenen Leistungsverbesserung fest.

Die Laufzeitmessung des äußeren Kreises, der für die Zielannäherung bei Zielbewegungen verantwortlich ist, wurde in den bisherigen Untersuchungen durch Ermittlungen der Zeitintervalle gefunden, die das Auge benötigt, um einen neuen Meßwert aufzunehmen.

1958 entwickelten VOSSIUS und CHOUDRY ²⁷⁾ eine Versuchsanordnung, die es gestattete, den Weg der Endphase einer Bewegung als genaue Funktion der Zeit aufzunehmen.

Die Zielbewegung der Hand wurde durch ein logarithmisches Drehpotentiometer, dessen Drehwinkel der Abweichung der Hand vom Sollwert proportional war, mittels einer amplitudenmodulierten Frequenz aufgenommen. Das Ergebnis deutet darauf hin, daß die Regelung nicht kontinuierlich erfolgt, sondern zum Zeitpunkt der Abtastung durch das Auge, sowie als Folge der Verarbeitung des neuen Meßwertes durch den Regler im ZNS unterbrochen wird. Es treten Bewegungspausen auf. In technischen Systemen wird dieses Systemverhalten als ausschlagabhängige astatistische Schrittregelung bezeichnet.

Weitere Analysen der Handfolgebewegung (pursuit-System), durch Vorgabe von periodischen sowie nichtperiodischen Bewegungsmustern unterschiedlicher Frequenz erfolgen von ALTROCK ¹⁾ und VOSSIUS ²⁹⁾.

Aus diesen Analysen kann die Arbeitsweise der Willkürbewegung wie folgt grob eingeteilt werden:

- Bei langsamer Bewegung des Zielobjektes wird die Handbewegung als Folgeregelung ausgeführt, im Sinne einer Schrittregelung, ALTROCK
- Mit zunehmender Geschwindigkeit wird eine Kurzzeitvorhersage wirksam und Folgeregelung erfolgt als eine im Gedächtnis gespeicherte Musternachbildung.
- Bei noch größerer Geschwindigkeit wird das Muster nicht mehr vorhersagbar, es resultieren Fehlleistungen.

Ein umfassendes Schema der Musteranalyse der Folgebewegungen in höheren Zentren des ZNS wurde 1965 von VOSSIUS ²⁹⁾ entwickelt.

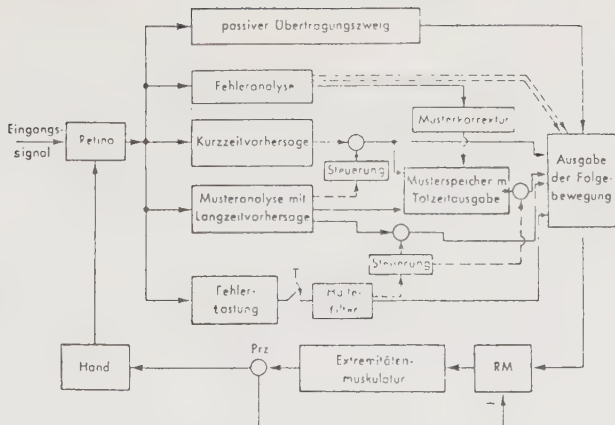


Abb. 3 Schema der Musteranalyse in den höheren Zentren des ZNS für die Handfolgebewegung (nach VOSSIUS)

2. Willkürmotorik in der Neurologischen Forschung

Im Rahmen der Erforschung der verschiedenen neurologischen Erkrankungen spielt die Motorik eine wesentliche Rolle. Neben Rigor, Tremor, Kraft, Koordination ist die Willkürmotorik vor allem bei der Parkinsonforschung im Symptom der Akinesie, Bradykinesie wesentlich beteiligt; somit findet man gerade in der Parkinsonforschung eine Fülle von Ansätzen, die Willkürmotorik durch Folgebewegungen zu erfassen.

Die ersten Versuche, Hypokinesie zu quantifizieren, erfolgten von SCHWAB und PRICHARD²⁰⁾; seither gab es eine Vielzahl von Versuchen, durch elektrische und mechanische Versuchsanordnungen Hypokinesie quantitativ zu erfassen.

Einige typische Ansätze seien im folgenden dargestellt.

1957 stellten sich BIRKMAYER und SEEMANN⁴⁾ die Aufgabe, die typischen Bewegungsschablonen der Chorea und des Parkinsons durch eine physikalische Analyse des Bewegungsablaufes in eine mathematische Ebene zu projizieren. Sie arbeiteten mit drei Bewegungsarten:

- Führungsbewegung (gleichmäßig eine gerade Linie in die Luft zeichnen)
- Schwinghafte Bewegung (Pendeln des Armes seitlich am Körper)
- Stoß (Faust gerade nach vorne stoßen).

Die Registrierung der Bewegung erfolgte fotografisch durch eine in sechs Metern Abstand aufgestellten Kamera. Die Wegzeitkurve wurde stroposkopisch mittels eines Blitzlichtlämpchens gewonnen, das der Versuchsperson auf die Hand aufgeklebt wurde. Aus den Abständen der stroposkopisch erzeugten Lichtpunkte konnten die Geschwindigkeits- und Beschleunigungskurven ermittelt werden, die für die jeweilige neurologische Störung charakteristische Formen zeigten (sh. Abb. 4).

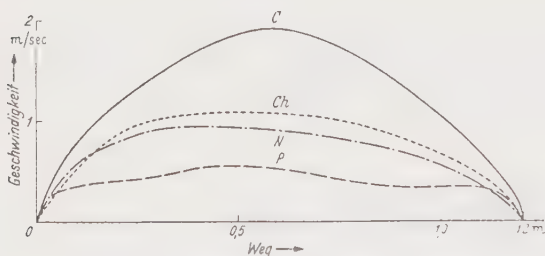


Abb. 1. N Normal, C Cerebellar, Ch Chorea, P Parkinson



Abb. 2. N Normal, C Cerebellar, Ch Chorea, P Parkinson

Abb. 4 Führungsbewegungen

obere Kurven: Geschwindigkeit

untere Kurven: Beschleunigung

Aus den Geschwindigkeits- und Beschleunigungskurven konnten charakteristische mathematische Kriterien abgeleitet werden:

- Beschleunigungsmaximum
- kinetisches Energiepotential (Fläche unter der Beschleunigungskurve)
- Variabilität des Energieeinsatzes.

Mit Aufkommen der Psychopharmakologie erwuchs die Notwendigkeit, Methoden zur Erfolgskontrolle, speziell auch der Akinesie, zu entwickeln.

Es gibt viele Hinweise, daß im Rahmen des Parkinsonsyndroms Rigor und Tremor von anderen "Basisstörungen" verursacht werden als Akinesie. Da Rigor und Tremor leichter der experimentellen Erfassung zugänglich waren als Akinesie, ist trotz enormer klinischer Wichtigkeit nur wenig darüber bekannt. WILSON ³¹⁾ definierte Akinesie als hohen Defekt, der die Vermittlung motorischer Impulse in die Peripherie schwächt. In der Motorik äußert sich dieser Defekt in einer Verlangsamung von Korrekturbewegungen bei erkannter Abweichung der Bewegung von der Bewegungsvorgabe.

Die Bestimmung der reinen Reaktionszeit erwies sich als wenig ergiebig und schwer interpretierbar, da sie von dem Zustand der Muskulatur, der Rigidität, dem Antagonistentonus, der Wachheit etc. abhängig ist. Als aussagekräftiger erwies sich in diesem Zusammenhang die Zeit, die vergeht, bis eine Versuchsperson eine Bewegung hemmt, die sie als inadäquat erkannt hat. Diese Zeit ist dann unabhängig von den Störvariablen, die bei der reinen Reaktionszeit vorhanden sind.

Eine diesbezügliche Untersuchung wurde von ANGEL ²⁾ durchgeführt. Er bediente sich folgender Methode:

Die Versuchsanordnung war dieselbe, die EPPLER ⁸⁾ entwickelt hatte. Sie bestand aus einem Steuerknüppel mit einer Länge von 75 cm, der von der Decke hing, und dessen unteres Ende die Versuchsperson zu ergreifen hatte. Ein Potentiometer und eine Kapazität an einer Achse am oberen Ende der Stange, wirkten als Wandler und ermöglichten eine Bewegungs- und Geschwindigkeitsabbildung des Bewegungsvorganges auf einem Schreiber.

Die Ziel- und Antwortmarke waren zwei vertikale Linien auf einem Oscillographenschirm. Die Ziellinie konnte drei Positionen einnehmen (Mitte, links 3 cm, rechts 3 cm) und wurde durch einen Schalter, den der Versuchsleiter bediente, in die jeweilige Position gebracht. Die Antwortmarke war unter Kontrolle der Versuchsperson. Die Aufgabe für die Versuchsperson bestand darin, beide Linien so schnell wie möglich zu überlagern (sh. Abb. 5).

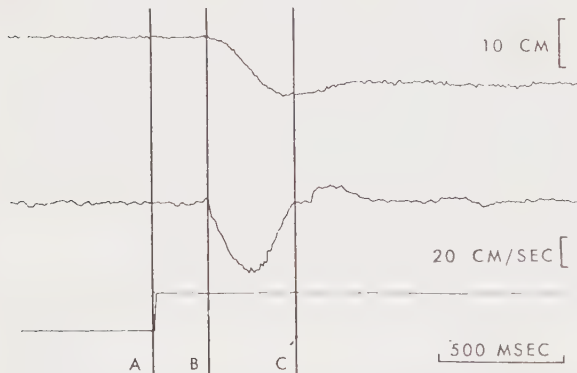


Abb. 5 Motorische Antwort einer gesunden Versuchsperson
(oben: Wegkurve, Mitte: Geschwindigkeitskurve, unten: Ziel)
(A: Zielbewegung, B: Antwortlatenz, C: Bewegungsdauer)

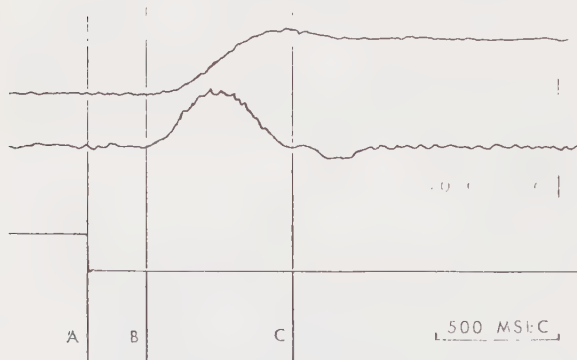


Abb. 6 Motorisches Antwortverhalten eines Parkinsonpatienten

Bei den Antwortkurven wurde zwischen richtigen und falschen Antworten (Folgebewegung derart, daß eine Zielentfernung und keine Zielannäherung stattfindet) unterschieden.

Die Auswertung erfolgte nach folgenden Parametern:

- Verhältnis von falschen und richtigen Antworten
- Bewegungsdauer
- Antwortlatenz.

Ähnliche Untersuchungen, die Sprungfunktionen als Vorgabe bei Folgebewegungen benutzten, wurden von DRAPER ⁷⁾ und BOWEN ⁵⁾ durchgeführt.

Ein wesentlicher Vertreter der Forschung der Hypokinesie ist CASSELL ⁶⁾. Eine Schwierigkeit besteht in der Auswertung und Interpretation von Folgebewegungen. CASSELL entwickelte eine neue Auswertetechnik auf der Basis der Kreuzkoordinationsanalyse. Damit war es möglich, für einen Patienten eine durchschnittliche relative Amplitudenantwort und eine durchschnittliche Verzögerung über die gesamte Folgeaufgabe hinweg zu erhalten. CASSELL bediente sich dabei folgender Methode:

Die Versuchsperson saß vor einem Fernsehschirm, auf welchem eine vertikale Linie, sowie ein Lichtpunkt separat zu bewegen waren. Die Linie war unter Kontrolle des Versuchsleiters, der Punkt unter Kontrolle der Versuchsperson, welche die Aufgabe hatte, den Punkt mit der Linie so schnell wie möglich in Deckung zu bringen. Die Bewegungsvorgabe der Linie bestand in zufälligen Sprüngen nach unten oder oben, mit unterschiedlicher Amplitude. Die Folgebewegung erfolgte durch Flexion-, bzw. Extensionsbewegungen des Unterarmes, der bequem auf einer waagerechten, drehbaren Unterlage befestigt war. Die Bewegungsamplitude war $\pm 10^\circ$. Die Auswertung erfolgte online mit einem Rechner und lieferte die oben dargestellten Parameter.

Ähnliche Untersuchungen wurden von FLOWERS ¹⁰⁾ durchgeführt. Er bediente sich folgender Methode:

Die Bewegungsvorgabe erfolgt auf einem Oscillographenschirm mittels eines kleinen Kreises, der sich unter Kontrolle einer Nockensteuerung in horizontaler Richtung bewegte. Die Folgemarke unter Kontrolle der Versuchsperson bestand aus einem Punkt.

Die Aufgabe der Versuchsperson bestand darin, unter Betätigung eines Steuerknüppels den Punkt so schnell wie möglich in die Mitte des Kreises zu placieren. Der Zielkreis machte Sprünge mit fünf verschiedenen Amplituden, die zufällig verteilt waren. Der Steuerknüppel war in einem Loch in einem Tisch so angebracht, daß der Ellbogen als Drehpunkt diente und Bewegungen im Radius des Unterarms möglich waren

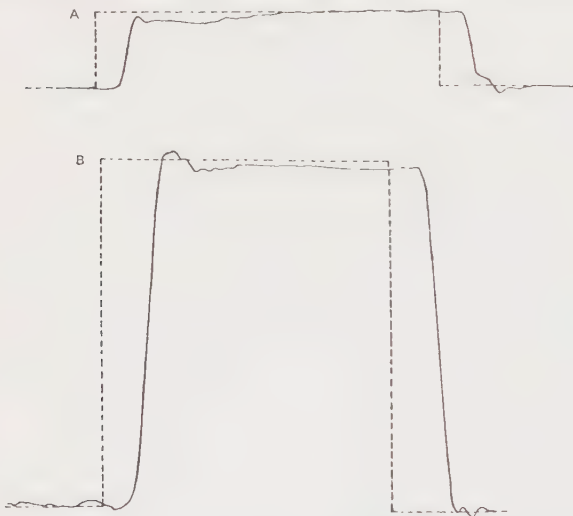


Abb. 7 Typische Sprungantworten normaler Versuchspersonen
oben: kleine Amplitude
unten: größte Amplitude

Die Auswertung der Sprünge erfolgte nach folgenden Kriterien:

Reaktionszeit: Zeitdauer zwischen Vorgabe und Antwort

Geschwindigkeit und Dauer der Initialbewegung

Genauigkeit der Initialbewegung

Geschwindigkeit und Dauer der zweiten Korrekturbewegung

III. METHODIK

1. Versuchsanordnung

Die Versuchsanordnung entsprach in den Grundzügen dem Design, das SWAB²²⁾ zur Untersuchung der Willkürmotorik des Menschen verwendete. Modellhaft für das ganze Spektrum der menschlichen Willkürmotorik wurden Supinations- , Pronationsbewegungen des Unterarmes verwendet. Zur Realisierung dieser Bewegungsform hatte die Versuchsperson an einem Handrad mit einem Durchmesser von 8 cm zu drehen. Drehachse des Rades und des Unterarmes waren in der selben Flucht angeordnet. Auf dem Handrad waren Fingerringe, sowie eine Launenmarke angebracht, um in den verschiedenen Versuchsdurchgängen eine identische Handstellung zu erreichen.

Auf der Innenseite des Handrades war ein Drehpotentiometer angebracht (Linearität 0,1 %), das als Drehwinkel/Spannungswandler fungierte. Die Anzeige der Drehbewegung für die Versuchsperson erfolgte auf dem Bildschirm eines Kathodenstrahloszillographen.

Durch Berührung des Handrades wurde ein Lichtpunkt (Durchmesser 1 mm) in vertikaler Richtung ausgelenkt. Die Mittellage, sowie die jeweiligen Auslenkungsspitzen waren als durchsichtige Marken auf dem Schirm angebracht. Durch Veränderung des Verstärkungsfaktors am Oszillographen konnte die Auslenkung und damit die Bewegungsamplitude eingestellt werden. Durch Veränderung der Mittelpunktlage war es möglich, den Bewegungsbereich mehr in den Supinations- oder Pronationsbereich zu verschieben.

Die Registrierung der motorischen Reaktion erfolgte auf einem Mehrkanalschreiber mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 6 cm/sec. Der Schreiber hatte ein dynamischen Auflösungsvermögen von 50 Hz.

Die Aufgabe für die Versuchsperson bestand darin, Pronationsbewegungen mit unterschiedlicher Amplitude und Geschwindigkeit auszuführen.

Auf dem Schreiber ergaben sich typische Kurvenbilder (sh. Abb. 8).

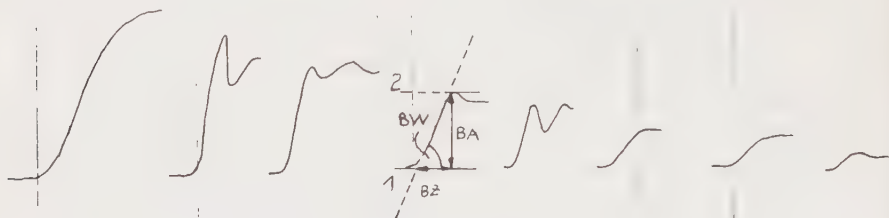


Abb. 8 Pronationsbewegungen unterschiedlicher
Amplitude und Geschwindigkeit
1 cm entspricht 163 ms

Die Auswertung erfolgte graphisch auf dem Schreiberpapier.

Die numerische Beschreibung der Bewegungen erfolgte durch Ausmessung, sowie Berechnung folgender Parameter:

1. Bewegungsamplitude (BA)

Höhe in mm vom Ausgangspunkt (1) der Bewegung bis zum Scheitelpunkt (2).

2. Bewegungswinkel (BW) in Winkelgraden.

Winkel der Tangente durch den Wendepunkt des Bewegungsanstieges.

3. Aus dem Bewegungswinkel und der Bewegungsamplitude kann die ideale Bewegungszeit (BZ) errechnet werden.

$$\tan (BW) = BA/BZ.$$

Die ideale Bewegungszeit ist die Zeit, die die Bewegung unter Ausschluß von Verzögerungseffekten des Starts und Abbremsvorganges benötigt.

Die Bestimmung der Bewegungszeit über den Bewegungswinkel wurde aus folgenden Gründen gewählt:

1. Bei schnellen Bewegungen ist die Bewegungszeit klein und die Winkelbestimmung kann mit größerer Genauigkeit erfolgen als die Zeitbestimmung.
2. Durch die Start- und Bremsverzögerung ist der effektive Start- und Stopp-Punkt nur ungenau zu bestimmen.

2. Versuchsdurchführung

Die menschliche Willkürmotorik wird, wie dargestellt, in den wesentlichen Untersuchungen (CASSELL, VOSSIUS, STARK) in zwei verschiedene Grundformen unterteilt:

Open-loope - Closed loope - Movements, sowie Bewegungen, die unter Kontrolle des äußeren oder des inneren Kreises erfolgen.

Diese Grundunterteilung liegt auch der hier dargestellten Untersuchung zugrunde. Aus dieser Unterteilung ergeben sich zwei grundsätzliche Versuchsanordnungen, die in Abwandlung auch den klassischen Untersuchungen der Willkürmotorik zugrunde lagen.

1. Spontanbewegungen

Der Versuchsanordnung lagen die oben beschriebenen Elemente zugrunde (Handrad, Oscillograph, Schreiber).

- 1 a) Die Versuchsperson hatte die Aufgabe, nach eigenem Gutdünken Pronationsbewegungen unterschiedlicher Amplitude und Geschwindigkeit zu erzeugen. Die Handstellung am Handrad war bei jedem Versuchsdurchgang identisch. Der Oscillographenschirm war abgedeckt.
- 1 b) Zur Verbreiterung des motorischen Antwortspektrums der Versuchsperson erfolgte eine Amplitudenvorgabe auf dem Oscillographenschirm. Zu diesem Zweck wurden verschiebbliche Balken auf dem Leuchtschirm angebracht, die als ungefähre Amplitudenvorgabe dienten und in deren Grenzen Bewegungen mit unterschiedlicher Geschwindigkeit auszuführen waren.
- 1 c) Zur Verbreiterung des Geschwindigkeitsspektrums der Bewegungen erfolgte durch den zweiten Strahl des Oscillographen eine Geschwindigkeitsvorgabe, die mit einer Verzögerung von zwei Sekunden zu imitieren war.

2. Folgebewegungen

Zur Realisierung von Folgebewegungen ist eine Bewegungsvorgabe notwendig, der die Versuchsperson durch Betätigung des Handrades zu folgen hatte.

Die Bewegungsvorgabe wurde durch eine Kurvenscheibenabtastung realisiert. Auf der Kurvenscheibe waren Sprünge unterschiedlicher Amplitude und in verschiedenen zeitlichen Abständen zufällig angeordnet. Für jede Versuchsperson ergaben sich daraus identische Versuchsdurchgänge. Durch einen elektrischen Versuchsaufbau mittels Differenzverstärker wurde das Vorgabesignal und das Antwortsignal verrechnet und die Differenzfunktion gebildet, die auf dem Oscillographenschirm dem Lichtpunkt entsprechend auslenkte.

Die Versuchsperson hatte die Aufgabe, den Lichtpunkt nach jedem Sprung durch Betätigung des Handrades unter einem 5 mm breiten, durchsichtigen Sollwertbalken auf dem Oscillographen so schnell wie möglich einzustellen. Vorgabe-, Antwort- und Differenzsignal wurden auf dem Polygraphen aufgezeichnet.

3. Oscillierende Bewegungen

- Diese Bewegungen entsprachen der Free-whelling-condition nach STARK:

Die Versuchsperson hatte die Aufgabe, oscillierende Supinations-, Pronationsbewegungen unterschiedlicher Amplitude mit maximaler Oscillationsfrequenz (diadochokinetische Bewegungen) zu erzeugen. Zur Abschätzung von Hemmeffekten hatte die Versuchsperson Schwingbewegungen unterschiedlicher Amplitude und mit maximal möglicher Frequenz zu erzeugen, jedoch waren in Erweiterung der Versuchsanordnung

- Supinationsbewegungen und
- Supinations- und Pronationsbewegung mit maximaler Verkürzungsgeschwindigkeit auszuführen.
- Zur Abschätzung der Bahnungswirkung wurde einigen Folgebewegungen eine 10 sec. lange Sequenz diadochokinetischer Bewegungen mit maximaler Frequenz unmittelbar vorangestellt.

3. Versuchspersonen

Die motorischen Untersuchungen wurden an einer männlichen, 30-jährigen, motorisch und neurologisch unauffälligen Versuchsperson durchgeführt.

4. Fehlerbetrachtung

Die Auswertung erfolgte graphisch auf dem Schreiberpapier. Bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 6 cm/sec. ergibt sich bei einer Meßgenauigkeit von 0,5 mm ein zeitliches Auflösungsvermögen von ca. 8 msec.

Die dynamische Empfindlichkeit des Schreibers betrug 50 Hz, d.h. selbst schnellste Willkürbewegungen von 10 Hz liegen im sicheren Auflösungsbereich. Der verwandte Schreiber war ein Tintenschreiber mit einem Schreibarm von 80 mm.

Ein gerader Kurvenverlauf wurde durch den Schreiber als Kreissegment mit einem Radius von 80 mm dargestellt. Zur Auswertung mußten die Bewegungssprünge graphisch linearisiert werden, wodurch eine gewisse Ungenauigkeit entstand, die jedoch in der Meßgenauigkeit von 0,5 mm enthalten sein dürfte.

IV. ERGEBNISSE

1. Abhängigkeit der maximalen Verkürzungsgeschwindigkeit von der Ausgangslänge

Nach der Theorie der Sliding Fillaments hängt die Geschwindigkeit der motorischen Antwort wesentlich vom Überlappungsgrad der Fillamente, d.h. von der Plazierung einer Bewegung im Gesamtbewegungsspektrum ab.

Um diesen Einfluß der Ausgangslänge auf die Bewegungsgeschwindigkeit zu erfassen, und dadurch einen systematischen Fehler zu vermeiden, wurde folgendes Experiment durchgeführt:

Die Versuchsperson wurde aufgefordert, Sprünge vorgegebener Amplitude mit maximaler Geschwindigkeit auszuführen. Nach jeweils 10 Sprüngen wurde der Startpunkt am Handrad (Daumenmarke) um jeweils 10° so lange verändert, bis der Bewegungsumfang sowohl in Pronations- als auch in Supinationsrichtung ausgeschöpft war. Durch Auftragen der Ausgangsstellung gegen die Verkürzungsgeschwindigkeit zeigte sich, daß mit zunehmender Entfernung des Bewegungsstartpunkts vom Neutral-Null-Punkt

die Verkürzungsgeschwindigkeit abnimmt (Abb. 5).

Dieses Ergebnis deckt sich mit der aus der Theorie der Sliding Fillaments zu erwartenden Abnahme der Verkürzungsgeschwindigkeit mit der Verringerung des Überdeckungsgrades durch Zunahme der Vordehnung.

Für die folgenden Untersuchungen wurde zur Vermeidung eines systematischen Fehlers die Ausgangsposition für Pronationsbewegungen auf den Punkt 8 standardisiert.



Abb. 9 Abhängigkeit der maximalen Verkürzungsgeschwindigkeit einer

Pronationsbewegung von der Lage des Startpunktes

Ordinate: Ausgangslage der Pronationsbewegung in Winkelgraden

Abszisse: Geschwindigkeit der Sprungbewegung in Winkelgraden
der Anstiegssteilheit

(Die waagrechten Strecken stellen den Umfang der 10 motorischen
Reaktionen dar, die bei jeder Handstellung auftraten)

Schreibergeschwindigkeit: 6 cm/sec

2. Oscillierende Bewegungen

2.1. Diadochokinetische Supinations- Pronationsbewegungen

Diadochokinetische Supinations- Pronationsbewegungen ergaben auf dem Schreiber das in Abb. 10 dargestellte Kurvenbild.

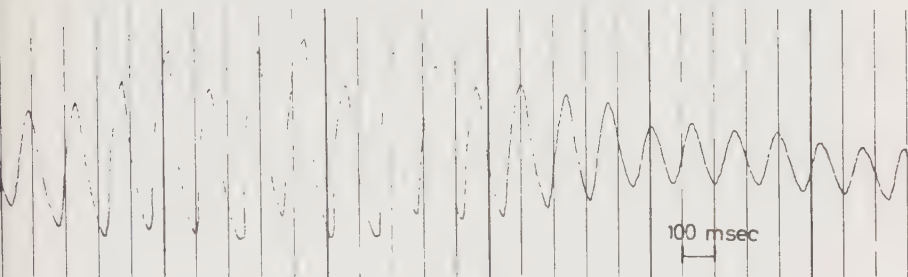


Abb. 10 Diadochokinetische Supinations- Pronationsbewegungen maximaler Frequenz, unterschiedlicher Amplitude.

Die Auswertung erfolgte durch Auftragen der Schwingweite gegen die Amplitude. Es zeigte sich, daß mit zunehmender Amplitude A auch die Schwingungsdauer S abnimmt, jedoch einen unteren Grenzwert erreicht. Durch Umrechnung mit der Vorschubgeschwindigkeit ergibt sich ein unterer Grenzwert von 141 msec, was einer Schwingfrequenz von 7,1 Hz entspricht.

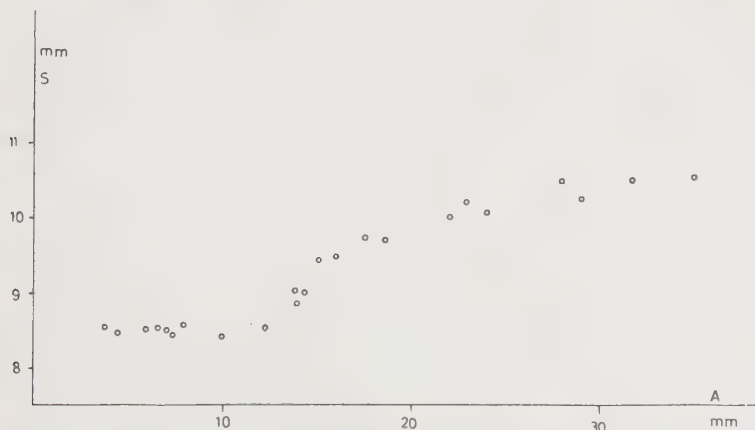


Abb. 11 Kennlinie von diadochokinetischen Supinations- Pronationsbewegungen mit maximaler Frequenz.

Abzisse: Amplitude einer Einzelschwingung in mm

Ordinate: Schwingdauer einer Einzelschwingung in mm, bei

2.1.1 Diskussion

Die obere Grenzfrequenz war weder durch größere Anstrengung noch durch eine Verkleinerung der Amplitude zu erhöhen; es dürfte also ein physiologischer Grenzwert vorliegen, der von der Kontraktionszeit der beteiligten Muskeln, den Synapsenzeiten und den Nervenleitungszeiten abhängt.

Eine Schwingung ist aus einer Pronations- und einer Supinationskomponente zusammengesetzt, somit entfällt auf eine Einzelkomponente eine Zeitdauer von ca. 70 msec.

Nach unveröffentlichten Startuntersuchungen BAUMGARTNERS (aus: GAUER, O.H., KRAMER, K., JUNG, R. ¹¹⁾) an Rekordläufern ergab sich ebenfalls ein unterer Grenzwert von 70 msec, die ein Läufer benötigt, um nach dem Startsignal seinen Lauf beginnen zu können.

Daraus kann folgende Hypothese abgeleitet werden:

Die obere Grenzfrequenz der diadochokinetischen Bewegung ist nicht durch einen "zentralen Frequenzgenerator" bestimmt, sondern entsteht durch Totzeit, die sich aus Leitungszeiten, Synapsenzeiten und Kontraktionszeiten zusammensetzt.

2.2 Henneffekte

Im Unterschied zu den im vorigen Kapitel dargestellten diadochokinetischen Bewegungen, wurde nun die Aufgabe gestellt, Supinationsbewegungen mit maximaler Geschwindigkeit so schnell wie möglich hintereinander auszuführen. Es wurden mehrere Versuchsdurchgänge mit unterschiedlichen Amplituden durchgeführt, die auf dem Schreiber folgende Kurven ergaben:

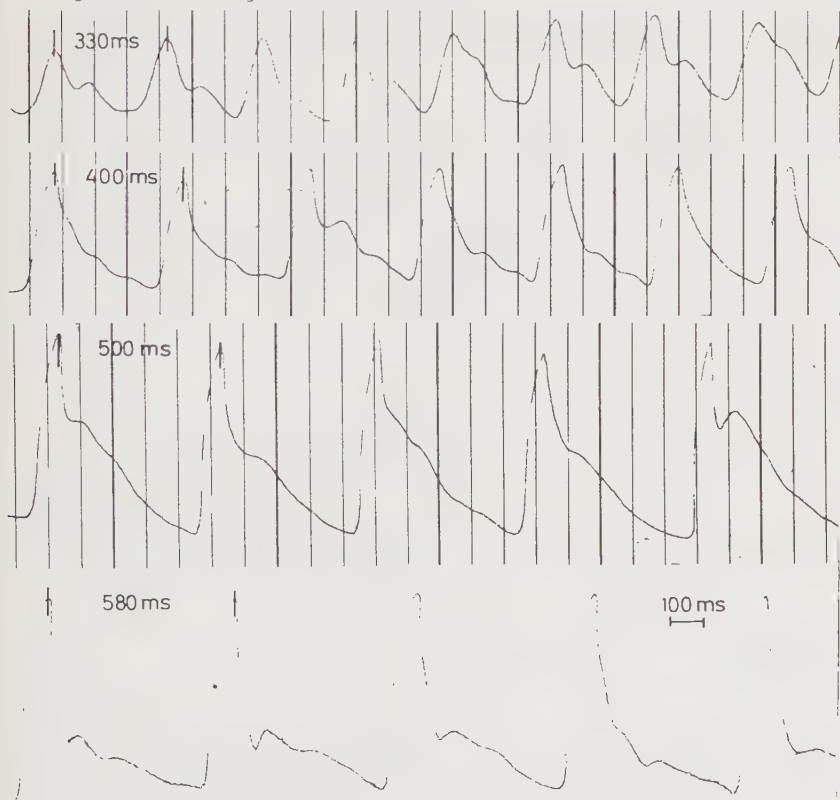


Abb. 12 Sup inationsbewegungen maximaler Geschwindigkeit und Frequenz mit unterschiedlichen Amplituden (von oben nach unten zunehmend).

Es zeigt sich, daß die Frequenz der Bewegungsfolge in Abhängigkeit von der jeweiligen Amplitude relativ konstant ist und auch durch Anstrengung nicht zu erhöhen ist. Eine Erhöhung der Frequenz ist nur über eine Verringerung der Amplitude der Supinationsbewegung möglich.

In Erweiterung des Experiments hatte die Versuchsperson die Supinations- und die Pronationskomponente mit maximaler Geschwindigkeit auszuführen und eine maximale Frequenz der Bewegungsfolge zu erzeugen. In Abhängigkeit von der Amplitude ergaben sich die gleichen Frequenzeffekte wie oben dargestellt. Eine Bewegungsfolge mittlerer Amplitude ist in Abb. 13 dargestellt:

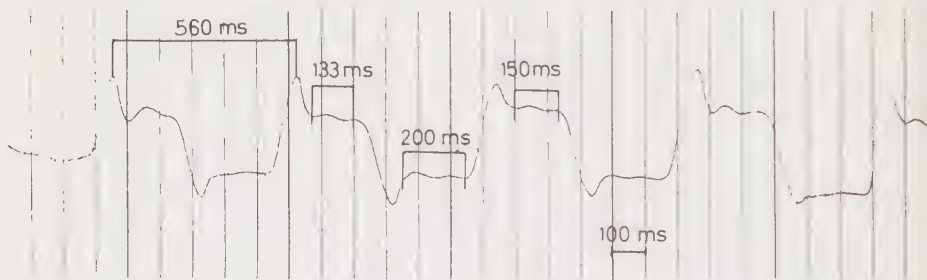


Abb. 13 Diadochokinetische Bewegungen, wobei die Supinations- und die Pronationsbewegung bei maximal möglicher Frequenz mit der größtmöglichen Verkürzungsgeschwindigkeit auszuführen waren.

Die Anstiegssteilheit, die der Verkürzungsgeschwindigkeit entspricht, ist bei der Supinationsbewegung größer als bei der Pronationsbewegung. Die Ursache dieses Phänomens dürfte in der größeren Muskelmasse der Supinatoren begründet sein.

Im Vergleich mit den Kurven von Abb. 12 zeigt sich, daß die obere Grenzfrequenz gegenüber den diadochokinetischen Bewegungen maximaler Frequenz wesentlich geringer ist, da nach der schnellen Bewegungskomponente ein Hemmintervall auftritt. Die Größe des Hemmeffektes ist abhängig von der Verkürzungsgeschwindigkeit der vorangehenden

schnellen Bewegung. In den dargestellten Kurven Abb. 12 und Abb. 13 treten Hemmintervalle bis 300 msec auf.

2.2.1 Diskussion

Der Hemm-Mechanismus zwischen zwei schnellen Bewegungen bewirkt eine Hemmung des Antagonisten. Es ist wahrscheinlich, daß diesem Mechanismus synaptische, inhibitorische Mechanismen zugrunde liegen. Das IPSP des Motoneurons hat eine maximale Dauer von 10 - 20 msec. Es ist daher unwahrscheinlich, daß der Mechanismus auf spinaler Ebene angesiedelt ist. Wesentlich längere und größere IPSPs findet man bei Pyramidenzellen des Neokortex und des Hippokampus. Ihre depolarisatorischen IPSPs sind nur mäßig länger als beim Motoneuron, dagegen sind die hyperpolarisatorischen IPSPs ungewöhnlich groß und langdauernd (bis 200 oder mehr msec) (sh. Abb. 14).

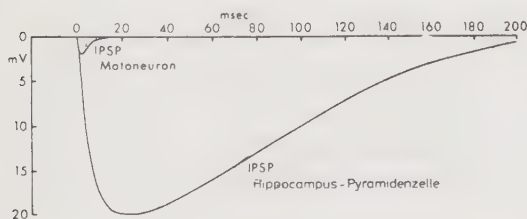


Abb. 14 Vergleich typischer inhibitorischer postsynaptischer Potentiale (IPSPs) eines spinalen Motoneurons und einer Hippocampus-Pyramidenzelle. (Auch Pyramidenzellen des Neocortex haben viel größere und längere IPSPs als spinale Motoneurone). (Aus Eccles, 1966, Ref. 32).

Aus den dargestellten Zusammenhängen scheint es wahrscheinlich, einen zentralen Antagonistenhemmechanismus anzunehmen, der sein physiologisches Korrelat in den PT-Zellen des Meokortex oder des Hippokampus hat. Der Hemm-Mechanismus dürfte geschwindigkeitsabhängig sein, d.h., je höher die Verkürzungsgeschwindigkeit der jeweiligen schnellen Komponente, desto länger die resultierende Antagonistenhemmung (Abb. 12).

2.2.2 Physiologische Deutung

Folgende hypothetische Interpretationsmöglichkeiten ergeben sich:

Die Hemmung hat den Sinn, die durch die schnelle Bewegung ausgelöste Bahnungswirkung an den Alphanotoneuronen abklingen zu lassen, d.h. einen gewissen Schutz der hyperaktivierten Alphanotoneuronen zu erzeugen.

Eine zweite Interpretationsmöglichkeit ergibt sich aus kybernetischer Sicht: Die schnelle Move-Komponente hat eine wesentlich kürzere Zeitkonstante als die langsame Hold-Komponente. Der Hemm-Mechanismus, der durch eine schnelle Move-Bewegung ausgelöst wird, könnte einen teilweisen Schutz darstellen, um die nachfolgende Hold-Komponente zu ihrer vollen Ausprägung gelangen zu lassen.

2.3 Bahnungseffekte

2.3.1 Einfluß der vorausgegangenen Bewegung

Unter Anwendung der im Kapitel Methodik beschriebenen Versuchsanordnung ergaben sich auf dem Schreiber folgende Kurvenbilder (sh. Abb. 15). Die Bewegungsvorgaben bei beiden Versuchsbedingungen waren identisch (sh. oberer Teil der Kurven A und B) und bestanden aus drei Sprüngen unterschiedlicher Sprunghöhe.

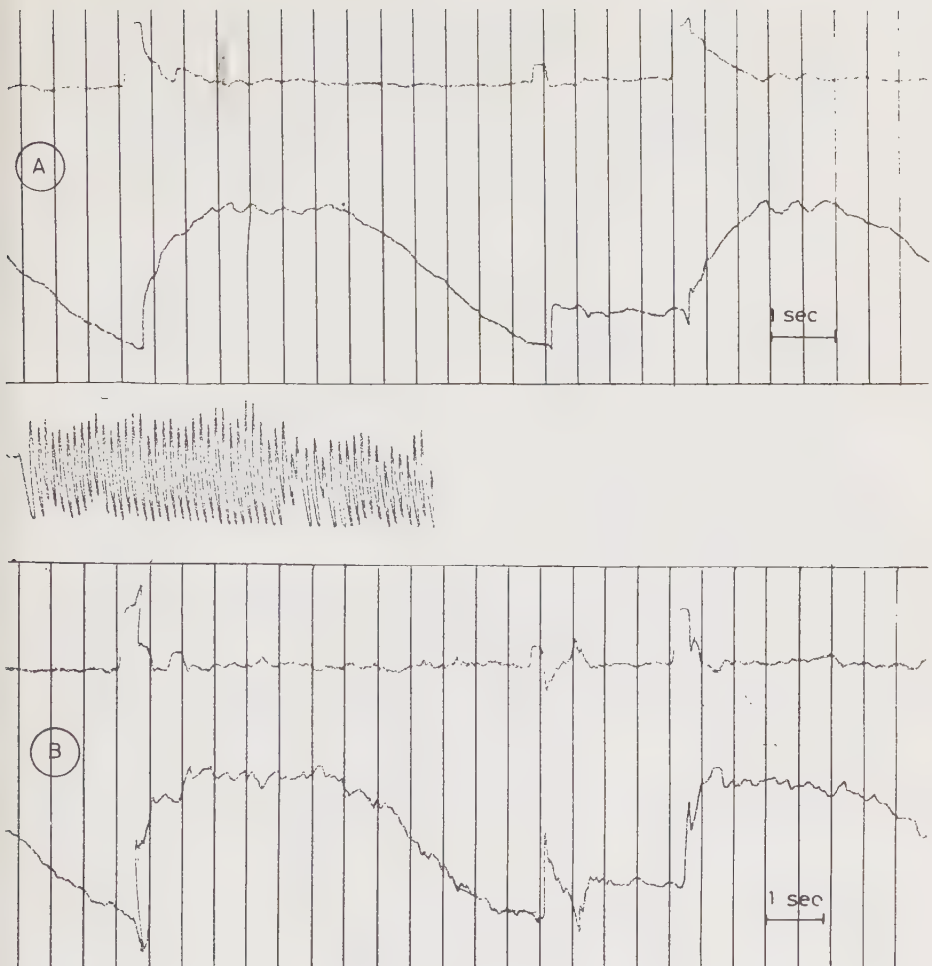


Abb. 15 Einfluß des Bahnungseffektes auf die Willkürmotorik, gemessen an Folgebewegungen
 A: Normale Folgebewegung
 B: Folgebewegung nach diadochokinetischem Vorspann
 (oberer Teil der Kurven A und B stellt die Differenzfunktion, der untere Teil das motorische Antwortverhalten der Versuchsperson dar).

Die Folgebewegung mit dem diadochokinetischen Vorspann zeigt ein erheblich unruhigeres Kurvenbild, die Sprungantworten sind erheblich schneller und am kleinen Sprung zeigt sich ein erhebliches Überspringen. Das Auszählen der motorischen Einzelreaktionen über den Gesamtverlauf objektiviert den Effekt und ergibt für Kurve A 3 und für Kurve B 9 Stellreaktionen pro Sekunde.

2.3.2 Psychophysiologische Einflußfaktoren

Einen ähnlichen Einfluß auf das motorische Antwortverhalten wie der Bahnungseffekt vorausgegangener Bewegungen hat das innere Erregungsniveau der Versuchsperson.

Zur Objektivierung dieses Faktors wurde in zwei zeitlich getrennten Versuchsdurchgängen durch verschiedene verbale Anweisungen in suggestivem Charakter einmal eine Situation mit hohem und zum andern eine Situation mit niedrigem Erregungsniveau erzeugt.

A: Atmosphäre der Ruhe und Entspannung,

B: Bewegung so schnell und so gut wie möglich unter Leistungsdruck sowie affektiver Anspannung ausführen.

Abb. 16 zeigt die unterschiedlichen Sprungantworten bei identischen Vorgaben.

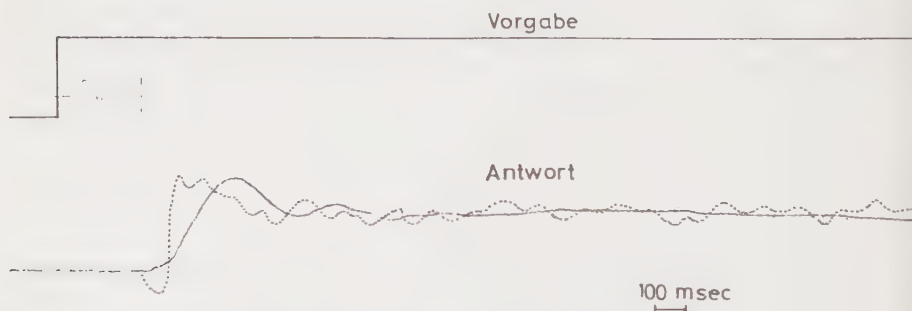


Abb. 16 Einfluß des Erregungsniveaus auf Folgebewegungen

Obere Kurve: Bewegungsvorgabe (Sprungfunktion)

Untere Kurve: Bewegungsantwort

Durchgezogene Linie: geringes Erregungsniveau

Gepunktete Linie: hohes Erregungsniveau.

Das Antwortverhalten im erregten Zustand ist identisch mit dem Antwortverhalten nach dem diadochokinetischen Vorspann.

Hypothese:

Es ist anzunehmen, daß sich die diesen Effekten zugrunde liegenden Bahnungsvorgänge (EPSPs) an den gleichen Strukturen abspielen (Alpha-Motoneuron).

2.3.3 Anmerkung

Ein ähnlicher Einfluß auf das motorische Verhalten wurde bei einer Patientin gefunden, die an einer Motilitätspsychose erkrankt war. Abb. 17 zeigt den Verlauf einer Sprungantwortkurve am 13.5. im akuten Stadium und am 16.5., 20.5. und 23.5. nach Einsetzen der Psychopharmakotherapie.

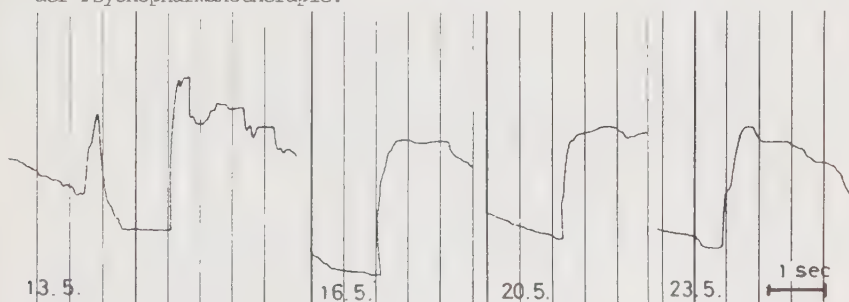


Abb. 17 Motorisches Antwortverhalten einer Patientin, die an einer Motilitätspsychose erkrankt war, vor und nach der Psychopharmakotherapie

13.5.: akutes Stadium

16. - 23.5. nach Therapie mit Neuroleptika

2.3.4 Diskussion

Durch Annahme eines Bahnungseffektes kommt es an den Synapsen der Alpha-Motoneuronen zur Entstehung eines EPSPs, sodaß bereits wenige Spikes genügen, um eine motorische Antwort auszulösen. Das motorische

Hintergrundrauschen wird stärker sichtbar. Die alltäglich zu beobachtende Zitterigkeit bei feinmotorischen Akten, die unter großer affektiver Belastung sowie Anstrengung auszuführen sind, dürfte darin ihre Ursache haben.

Physiologische Interpretation:

Beim Affen und beim Menschen kann der Motorkortex via Pyramidenbahn die spinalen Motoneuronen direkt, d.h. monosynaptisch aktivieren (was bei Katzen und niederen Säugetieren nicht möglich ist).

1954 beschrieben BERNHARD und BÖHM³⁾ zum ersten Mal eine langdauernde Bahnungswirkung der Motorkortexreizung. PHILLIPS, C.G.¹⁹⁾ hat diesen Mechanismus genauer studiert und einen pyramidalen Verstärkermechanismus dieser Synapsen an den Motoneuronen nachgewiesen. Rasch aufeinanderfolgende Impulse der Pyramidenbahnen können sich daher selbst bahnen, sodaß nach der Bahnung bereits wenige Einzelimpulse das Motoneuron entladen und eine Bewegung starten können.

Diese Synapsenbahnung ist bisher nur für die Affenhand nachgewiesen, beim Menschen sind ähnliche Synapsenverstärkungen durch Bahnung für die rasche willkürliche Startbewegung an Hand- und Bein-Muskeln anzunehmen (JUNG in: GAUER, KRAMER, JUNG¹¹⁾).

Die dargestellten Ergebnisse dürften als Indiz für die Existenz dieses Mechanismus bei der menschlichen Willkürmotorik gewertet werden.

3. Spontanbewegungen

3.1 Bewegungscharakteristik

Abb. 18 zeigt verschiedene Kurvenbilder von spontanen Supinationsbewegungen, die nach dem im Kapitel Methode dargestellten Modus evoziert wurden. Die dargestellten Bewegungen haben die gleiche

Amplitude bei unterschiedlicher Bewegungsgeschwindigkeit
(Verkürzungsgeschwindigkeit).

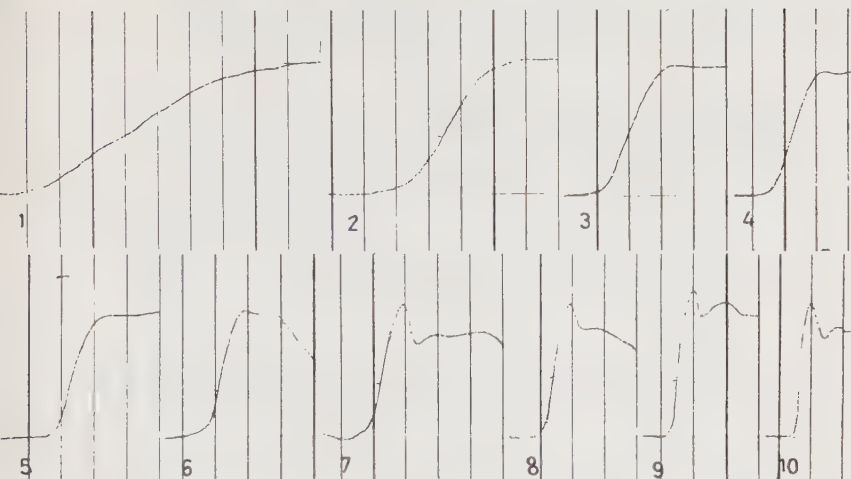


Abb. 18 Spontane Supinationsbewegungen gleicher Amplitude und von
Bewegung 1 bis 10 zunehmender Verkürzungsgeschwindigkeit.

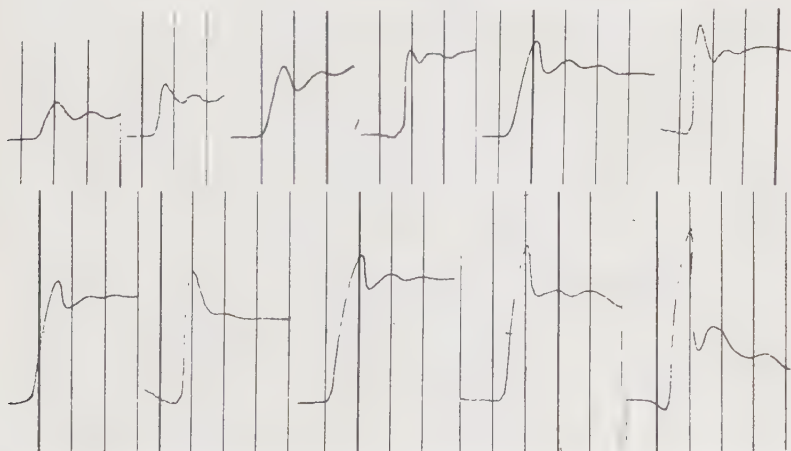


Abb. 19 Rasche ballistische Selbstbewegungen (Supinationsbewegung)
unterschiedlicher Bewegungsamplitude und Geschwindigkeit
(Typ I)

Bezüglich ihrer Bewegungscharakteristik können die Spontanbewegungen in drei Grundtypen eingeteilt werden, die in Abhängigkeit von der Bewegungsgeschwindigkeit auftreten. Die Bewegungsamplitude hat auf den Grundtyp der Bewegung keinen Einfluß.

Typ I: Rasche ballistische Selbstbewegungen, die beim schnellen Bewegungsstart auftreten (sh. Abb. 19)

- Große Bewegungs- (=Verkürzungs-)geschwindigkeit;
- der Bewegungsstart erfolgt ohne große Trägheits- bzw. Verzögerungseffekte, was sich in einem kleinen Radius am Fuß- und Endpunkt der Initialbewegung in den Kurven ausdrückt;
- der initiale Bewegungsanstieg erfolgt überschießend;
- der Bewegungsanstieg erfolgt kontinuierlich, er hat in seinem Mittelstück eine konstante Steigung.

Typ II: Mittelschnelle kontinuierliche Bewegungen sh. Abb. 20)

- Die Verkürzungsgeschwindigkeit ist kleiner als bei den ballistischen Bewegungen;
- das Bewegungsende der Initialbewegung erfolgt ohne Überspringen und meist mit dem gleichen Radius wie der Bewegungsstart;
- der Bewegungsstart sowie das Bewegungsende sind mit Trägheitseffekten versehen, was sich in einer starken Ausrundung des Fuß- und Endpunktes der Bewegung äußert;
- der Bewegungsanstieg erfolgt kontinuierlich.

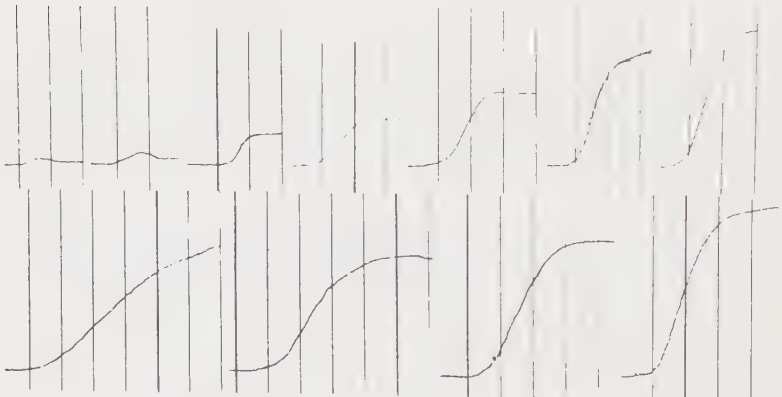


Abb. 20 (sh. nächstes Blatt)

Zu

Abb. 20 Mittelschnelle kontinuierliche Spontanbewegungen (Supination) unterschiedlicher Amplitude und Geschwindigkeit (Typ II)

Typ III: Diskontinuierliche Rampenbewegungen (Abb. 21)

Ab einer unteren Grenzverkürzungsgeschwindigkeit erfolgt die Bewegung diskontinuierlich, da Feed-back-signale modifizierend einfließen können. Es kann also angenommen werden, daß diese Rampenbewegungen ohne fixe Vorprogrammierung im Sinne einer Regelung ausgeführt werden.

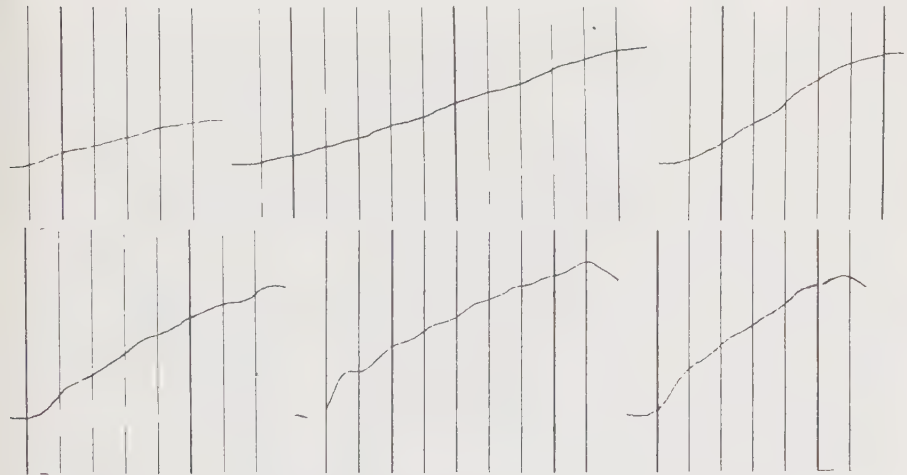


Abb. 21 Diskontinuierliche Rampenbewegungen unterschiedlicher Geschwindigkeit und Amplitude (Typ III)

3.1.1 Diskussion

Rasche Selbstbewegungen werden von KORNUBER^{14, 15)} in zwei Grundtypen eingeteilt:

1. Rasche ballistische Selbstbewegungen, deren Bewegungsgenerator im Kleinhirn angenommen wird.
2. Rampenbewegungen, bei deren Ausführung eine Reihe von visuellen, exterozeptiven, propriozeptiven und vestibulären Feed-back-Kontrollen herangezogen werden (Folgeregler) und deren Generierung, neben anderen Funktionen den Basalganglien zugeordnet wird.

Nach den Ergebnissen, die dieser Arbeit zugrunde liegen, ergibt sich, wie dargestellt, eine Einteilung der Selbstbewegungen in drei Grundtypen. Es ist anzunehmen, daß sich Typ I und Typ III mit der Einteilung von KORNHUBER decken.

3.2 Charakterisierung des Gesamtbewegungsspektrums

Im vorangegangenen Kapitel wurde versucht, eine einzelne Bewegung bezüglich ihrer Bewegungscharakteristik zu erfassen.

Diesem Kapitel liegt der Versuch zugrunde, Gesetzmäßigkeiten im Gesamtantwortspektrum (langsame, schnelle, großamplitudige, kleinamplitudige Bewegungen) zu finden.

Die im Kapitel Methodik beschriebene Auswertetechnik liefert für jede Spontanbewegung zwei Kennwerte, den Bewegungswinkel (BW) und die Bewegungsamplitude (BA). Durch Auftragen der beiden Größen gegeneinander kann das erfaßte Bewegungsspektrum durch eine Kennlinien- bzw. Punktefeldcharakteristik beschrieben werden.

3.2.1 Bewegungscharakteristik von raschen ballistischen Selbstbewegungen

Bewegungen, die nach der Methode erzeugt wurden, haben fast alle den Charakter von Typ I Bewegungen und ergeben die in Abb. 22 dargestellte Punktefeldcharakteristik.

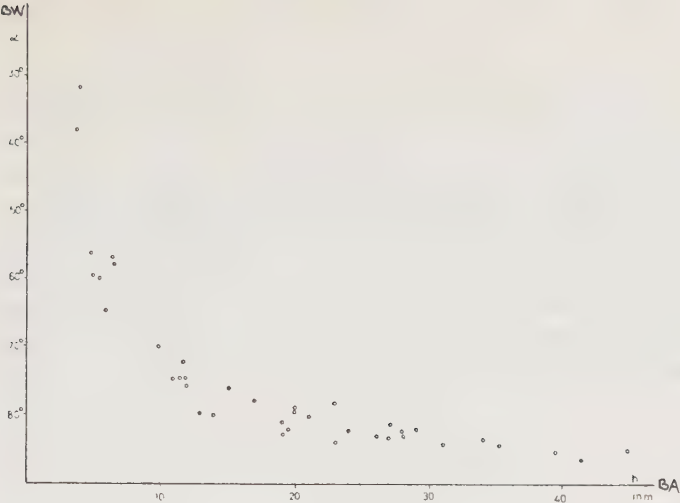


Abb. 22 Kennlinie von Pronationsbewegungen

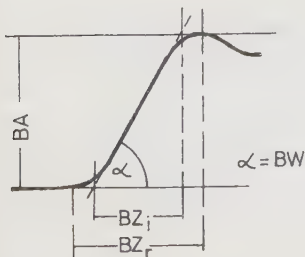
Ordinate: Bewegungswinkel (BW) in Winkelgraden

Abszisse: Bewegungsamplitude (BA) in mm.

Die Kurvenform zeigt, daß zwischen dem Bewegungswinkel und der Bewegungsamplitude ein gesetzmäßiger Zusammenhang besteht. BA und BW stehen in einem proportionalen Verhältnis zueinander, d.h. Bewegungen mit einer großen Amplitude werden mit einem kleinen BW ausgeführt und umgekehrt.

3.2.1.1 Diskussion

Für die physiologische Betrachtung ist die Verkürzungsgeschwindigkeit des Muskels aussagekräftiger. Diese entspricht der Bewegungsgeschwindigkeit (BG) und kann durch den Tangens des Bewegungswinkels errechnet werden.



BZ_i = ideale Bewegungszeit

(ohne Beschleunigungs- und Abbrems-
effekte)

BZ_r = reale Bewegungszeit

Bewegungsgeschwindigkeit (Weg/Zeit) =

$$BA / BZ_i = \tan \alpha$$

Die entsprechende Kennlinie zeigt Abb. 23; sie läßt folgende Aussagen zu:

- Der Zusammenhang zwischen BA und BD ist über weite Bereiche linear, d.h. der tang der Kennlinie ist konstant.
- Der cot des Neigungswinkels der Kennlinie ergibt sich rechnerisch aus den Größen BA/BV, er hat die Dimension: Zeit.
- Alle Bewegungen, die im linearen Kurvenbereich liegen, benötigen dieselbe BZ von 48 ms.

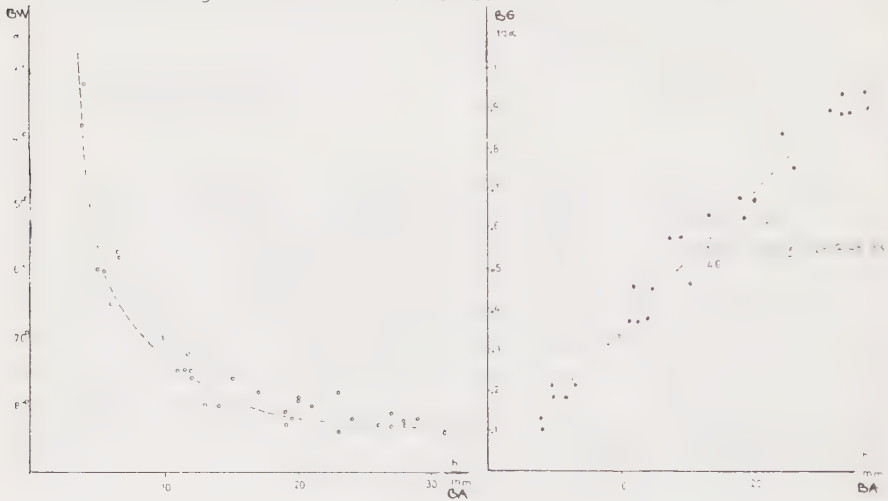


Abb. 23 Kennlinie von schnellen ballistischen Pronationsbewegungen

links: BW gegen BA

rechts: BG gegen BA

3.2.1.2 Physiologische Interpretation

Bewegungen, die auf der Kennlinie liegen, haben die gleiche ideale Bewegungszeit von ca. 48 msec. Die reale Bewegungszeit dürfte durch die Massenträgheit sowie der Anspannungszeit serienelastischer Elemente bedingt, länger sein. Eine ungefähre Abschätzung ist aus der Größe des Radius am Fußpunkt der Bewegung möglich und dürfte eine Größe von ca. 60 bis 80 msec haben.

Das physiologische Korrelat der schnellen ballistischen Bewegungen, die die schnellen Start- und Korrekturbewegungen ausführen, dürften die schnell leitenden Axone (57 - 108 msec), die großen phasischen Alpha-Motoneuronen und die blassen schnellen phasischen Zuckungsfasern darstellen. Der zentrale Ausgangspunkt dieser auch als motor-move-System bezeichneten Strukturen sind große, schnelle PT-Neuronen, die Entladungssalven nur in Bewegungsphasen aufweisen.

Das Kontraktionsverhalten dieser großen motorischen Einheiten (motor units) wurde von MC PHEDRAN sowie WUERKER ¹¹⁾ am m. Gastrocnemius der Katze untersucht.

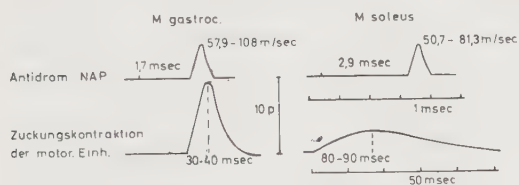


Abb. 24 Zuckungskontraktionen aus zwei verschiedenen Muskeln von zwei verschiedenen motorischen Einheiten (aus: GAUER, KRAMER, JUNG ¹¹⁾).

Die in der Abb. 24 dargestellte Zuckungskontraktion hat eine Gesamtdauer von 60 bis 80 msec.

Unter der Annahme etwa identischer Zeitverhältnisse beim Menschen ergeben sich folgende Interpretationsmöglichkeiten:

- Bewegungen, die auf der Kennlinie liegen, werden durch eine Zuckungskontraktion der schnellen, phasischen, blassen Muskelfasern erzeugt.
- Bei Annahme eines zentralen, zeitlich konstanten Erregungsquants (Entladungssalve eines PT-Neurons, was bei Kortexreizung der D-Komponente entspräche PATTON und AMASSIAN ¹¹⁾)

kann die Bewegungsvielfalt bezüglich Geschwindigkeit und Amplitude nur durch Rekrutierung von Moto-Neuronen (SHERRINGTON) erfolgen.

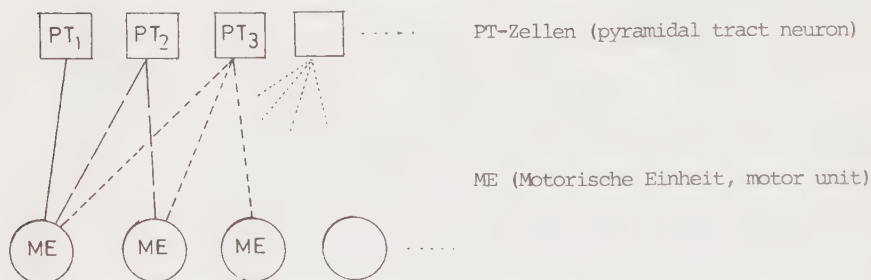
In Anwendung auf die Kennlinien (Abb. 23) heißt das, daß sie zugleich auch die Rekrutierungskennlinien darstellen.

(In der Kurve Abb. 23 rechts, nimmt die Anzahl der an der Bewegung beteiligten motorischen Einheiten von links unten nach rechts oben kontinuierlich zu).

Daraus folgt in Übereinstimmung mit der physiologischen Theorie:

- Eine Zunahme von motorischen Einheiten bewirkt einen Kraftanstieg, der sich in den Kurven als Geschwindigkeitszunahme darstellt.
- Durch unterschiedliche Überlappung der motorischen Einheiten bewirkt deren Zunahme auch eine Vergrößerung des Bewegungsumfangs.

Das dargestellte Bewegungsverhalten (Erzeugung der Bewegungsvielfalt bei zeitlich konstanter Erregungsdauer durch Rekrutierung motorischer Einheiten) kann auf der Basis des motor-move-Konzepts hypothetisch wie folgt dargestellt werden:



Durch Erregung des PT₁ Neuron würde eine Bewegung mit einer ME, durch Erregung von PT₂ eine mit 2, durch PT₃ eine mit 3 und durch PT_n eine mit n Moto-Neuronen erzeugt.

Diese Vorstellung würde sich mit den Ergebnissen von zentralen Reizexperimenten an Affen (EVARTS ¹¹⁾ S.316) decken, wonach die Entladungsmuster aktivierter PT Neurone weniger mit der Größe und Richtung der Extremitätenbewegung korreliert waren, sondern exakter mit der vom Muskel aufgebrauchten Kraft und Kraftänderungsgeschwindigkeit übereinstimmten.

Die Erzeugung der entsprechenden, zeitlich begrenzten Bewegungssalven (zeitliches Bewegungsquant)¹⁾ könnte nach KORNHUBER ¹⁴⁾ S. 406) in der Kleinhirnrinde angenommen werden. Die Purkinje Zellen sind dort nach KORNHUBER in einer Art Laufzeitschaltung oder Kurzzeituhr im Millisekundenbereich so angeordnet, daß sie die entsprechenden Zeitquanten erzeugen könnten. Dies würde sich auch mit der Ansicht KORNHUBERS decken, der die Generierung der raschen ballistischen Selbstbewegung in der Kleinhirnrinde annimmt.

3.2.1.3 Anmerkung

In einer erweiterten Versuchsanordnung wurde das Handrad durch einen Translationswandler ersetzt. Die Aufgabe für die Versuchsperson war identisch, nur daß statt der Rotationsbewegung (Drehen des Handrades) eine Translationsbewegung (mit dem Daumen einen Knopf gegen einen bestimmten, definierten Widerstand über eine Länge von 2 cm drücken) auszuführen war. Die Aufstellung der Kennlinie ergab eine fast identische Charakteristik wie in Abb. 22.

3.2.2 Spontanbewegungen mit Bewegungsvorgaben

Bewegungen, die nach dem im Kapitel Methodik unter 1.b und 1.c dargestellten Modus erfolgten, ergaben die in Abb. 25 dargestellte Punktefeldcharakteristik.

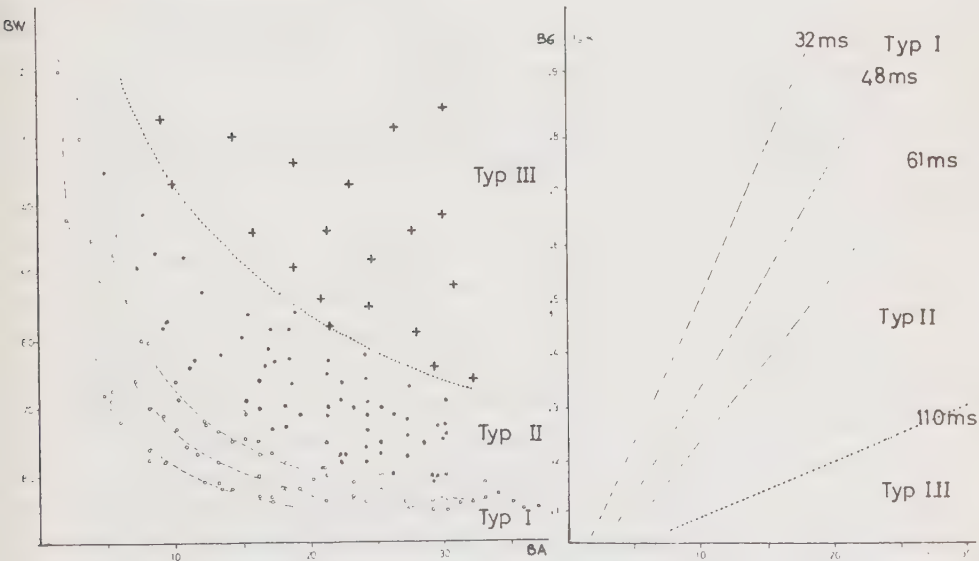


Abb. 25 Punktefeldcharakteristik von Spontanbewegungen mit Bewegungsvorgaben

links: BW gegen BA

rechts: BG gegen BA

(Typ I = • , Typ II = •• , Typ III = +)

3.2.2.1 Diskussion.

Die Mustervorgabe bewirkt eine Aufspaltung des Spektrums von Spontانبewegungen hinsichtlich der Bewegungsgeschwindigkeit und des Bewegungsumfangs.

Es zeigt sich, daß die Klassifikation von Selbstbewegungen im Punktfeld ihre Entsprechung hat und die Bewegungstypen als abgrenzbare Qualitäten in Erscheinung treten.

3.2.2.2 Physiologische Interpretation

Gegenüber Abb. 23 zeigt sich, daß die schnellen ballistischen Selbstbewegungen aus einem Kennlinienfeld bestehen, in dem sich vermutlich drei oder mehr zeitlich getrennte Unterbanden von 32,48 und 61 msec abgrenzen lassen.

Zwischen den einzelnen Kennlinien ergeben sich Zeitdifferenzen von 16 und 13 msec Dauer.

Die höchste Entladungsfrequenz der Alpha-Motoneuronen ist 80 bis 10 Impulse/sec., was einer Impulsdauer von 20 bis 14 msec entspricht (Fusionsfrequenz).

Es kann also die Hypothese aufgestellt werden, daß die zeitlich konstanten Bewegungen, die sich in den Kennlinien ausdrücken, auf die Entladungsfrequenz der Alpha-Motoneuronen zurückzuführen sind.

Kurve 1 kommt dadurch zustande, daß ein Aktionspotential nach dem Alles-oder-Nichts-Gesetz, die schnellen phasischen Zuckungsfasern zu einer Zuckung (Abb. 24) veranlaßt. Kurve 2 wird demzufolge durch 2 und Kurve 3 durch drei APs verursacht. Die Synchronizität der Kontraktion, die sich in den klar abgrenzbaren Bändern (Kennlinien) ausdrückt, kann durch die simultane, zentrale Erregung des Alpha-Motoneurons durch das entsprechende PT Neuron erklärt werden.

Die Begrenzung des Tm T-Verhaltens auf drei Kennlinien kann folgendermaßen erklärt werden:

Noch länger dauernde ballistische Start- bzw. Korrekturbewegungen (in den Kurven ideal 61 msec, was einer BZ_r von 60 bis 80 msec entspricht) wären nicht sinnvoll, da nach dieser Zeit bereits modifizierende, geregelte Impulse des inneren Regelkreises einfließen. JUNG in: GAUER, KRAMER, JUNG ¹¹⁾ S. 85) vergleicht den schnellen Bewegungsstart mit dem Einkuppeln beim Start eines Autos, der dann durch die Betätigung des Gaspedals abgelöst wird.

Mittelschnelle kontinuierliche Bewegungen (Typ II)

Wie in der Punktefeldcharakteristik zu sehen, schließt sich diese Bewegungsform den Typ I-Bewegungen direkt an, hat mit diesen vielleicht auch einen gewissen Überlappungsbereich gemein.

Aus der in Abbildung 24 dargestellten

Bewegungscharakteristik muß angenommen werden, daß diesen Bewegungen ein vom Typ I unterschiedliches Muskelsystem mit anderen Kontraktionseigenschaften zugrunde liegt.

Die Anstiegs- und Abfallssteilheit der Zuckungskontraktion bestimmt im wesentlichen den zeitlichen Verlauf des Bewegungsstarts und -Endes. In den Kurven wird dies bei den Einzelbewegungen in den entsprechenden Radien am Fuß- bzw. Gipfelpunkt der Bewegung sichtbar.



Aus dem gegenüber Typ I verlängertem An- und Abstieg der Zuckungskontraktion ergibt sich notwendig eine längere Bewegungsdauer (größer 50 bis 60 msec).

Da in dieses System modifizierende propriozeptive Feed-Back-Signale einfließen können, die notgedrungen eine gewisse Leitungszeit (Totzeit) haben, wären schnellere Kontraktionszeiten nicht notwendig, würden nur die Instabilität des Systems erhöhen. Das Kontraktionssystem ist also auf die Laufzeiteigenschaften des Gesamtsystems (inn. Regelkreis) abgestimmt.

Diskontinuierliche Rampenbewegungen (Typ III)

Diese im Kapitel 3.1 beschriebene Bewegungsform zeigt sich im Punktefeld ab einer unteren Grenzbewegungsdauer von 110 msec. Die Totzeit des äußeren Regelkreises beträgt nach VOSSIUS 110 msec, es kann also hypothetisch angenommen werden, daß diese Bewegungen durch Regelmechanismen mit dem Auge als Meßorgan zustandekommen. Nach den Ausrundungsradien der Einzelbewegungen dürfte das gleiche muskuläre System wie bei Typ II-Bewegungen zugrunde liegen.

V. THEORIE DER MENSCHLICHEN SELBSTBEWEGUNG

1. Zeitliche Verschaltung der Bewegungstypen in einer Spontanbewegung

Aus der oben dargestellten und in der Literatur beschriebenen Existenz zweier unterschiedlicher muskulären Systeme mit unterschiedlichem Kontraktionsverhalten ergibt sich die Frage nach deren zeitlicher Verschaltung.

Zur Klärung dieser Frage wurden die schnellen ballistischen Bewegungen genauer analysiert, da bisher immer nur der schnelle initiale Bewegungsanstieg betrachtet worden war.

Abb. 26 zeigt eine typische Typ I-Bewegung; sie kann durch folgende Merkmale charakterisiert werden:

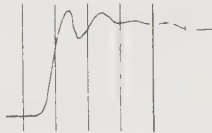


Abb. 26 typische Typ I-Bewegung mittlerer Amplitude und Geschwindigkeit

- Die Bewegung erfolgt überschießend;
- nach dem ersten Bewegungsgipfel erfolgt meist ein zweiter, der eine wesentlich größere Ausrundung als der erste hat;
- meist erfolgen weitere, in der Amplitude abnehmende Schwingungen;
- die nachfolgenden Schwingungen haben einen zeitlichen Abstand zwischen 110 bis 130 msec.

Aufgrund der immer wiederkehrenden typischen Kurvenbilder kann folgende Hypothese aufgestellt werden:

Das Bewegungsbild der Typ I-Bewegung kommt durch Superposition einer Typ I-, Typ II- und Typ III-Bewegung zustande.

Physiologisch ist dies möglich, da den unterschiedlichen Bewegungstypen eigene muskuläre Systeme zugrunde liegen.

Abb. 27 zeigt eine zufällig gewonnene Sequenz zweier Bewegungen, wobei die gleiche Typ II-Bewegung einmal mit und einmal ohne eine schnelle ballistische Startbewegung auftritt.

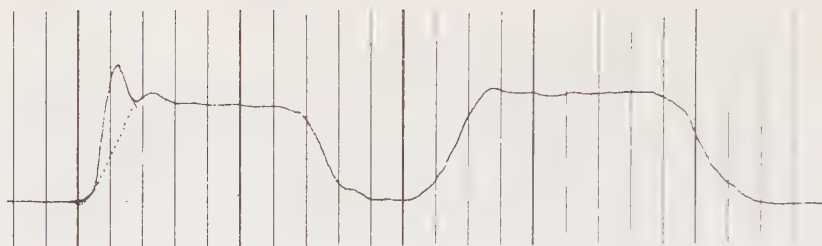


Abb. 27 links: Superposition einer Typ I- und einer Typ II-Bewegung
rechts: die selbe Typ II-Bewegung ohne schnelle ballistische Startbewegung.

Beide Systeme sind also in einer Bewegungsfolge ständig aktiv, im Kurvenbild zeigt sich die Überlagerung. In Abb. 28 sind die Überlagerungen eingezeichnet.

Die einzelnen Bewegungsbestandteile (Typen) treten ihrer Bewegungszeit (Kontraktionszeit) entsprechend zeitlich nacheinander auf.

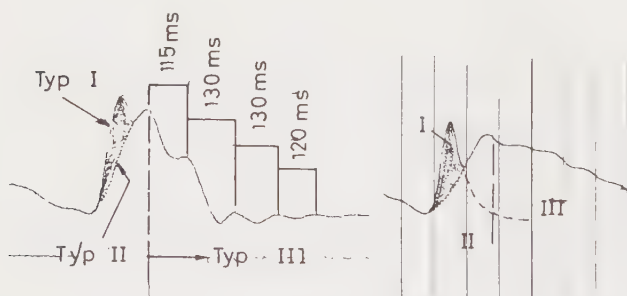


Abb. 28 Darstellung des Überlagerungsprinzips der drei Bewegungstypen an zwei schnellen ballistischen Bewegungen.

Durch Überlagerung der verschiedenen Ausprägungen der Bewegungstypen ergibt sich die Vielfalt des motorischen Spektrum von Spontanbewegungen (Abb. 29):

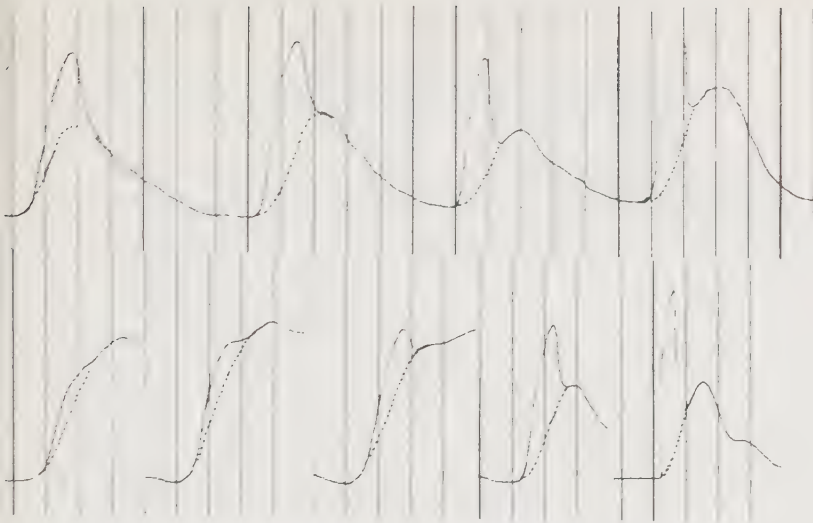


Abb. 29 Schnelle ballistische Spontanbewegungen mit Darstellung des Überlagerungseffektes.

2. Analyse der einzelnen Bewegungskomponenten

Die beiden getrennt arbeitenden Muskelsysteme, die an einer Spontanbewegung beteiligt sind und sich in den einzelnen Bewegungstypen ausdrücken, können schematisch mit den Gelenken und Hebelarmen dargestellt werden (Abb. 30).

Eine schnelle Selbstbewegung, wie sie in Abb. 26 dargestellt wird, kann nach diesem Schema in ihrer zeitlichen Abfolge erklärt werden (Abb. 30).

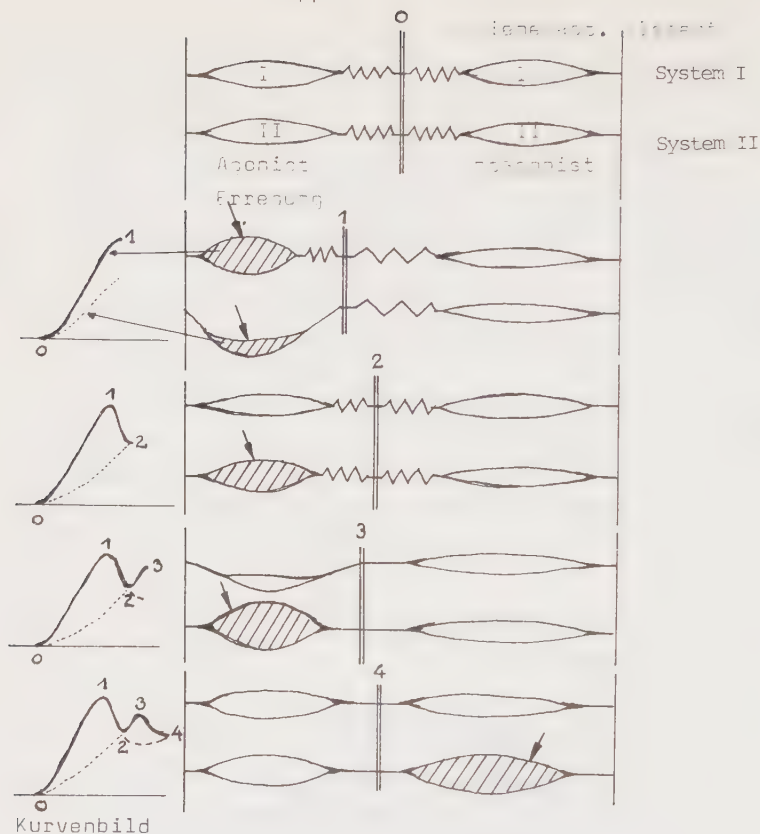


Abb. (30) Schematische Darstellung des zeitlichen Bewegungsablaufes einer schnellen Selbstbewegung nach dem Überlagerungsprinzip.

Nach dem dargestellten Schema haben die einzelnen Bewegungselemente folgende Bedeutung:

- 0 - 1 Zuckungskontraktion des Systems I. Das träge System II leistet keinen Verkürzungsbeitrag (gestrichelte Linie).
- 1 - 2 Passiver Bewegungsanteil der durch die Rückholbewegung der angespannten serienelastischen Elemente zustande kommt, da die Verkürzung des Systems II noch nicht die selbe Verkürzungslänge erreicht hat wie am Ende der Zuckung des Systems I.
- 2 - 3 Das System II ist maximal kontrahiert, das System I ist bereits wieder repolarisiert.
- 3 - 4 Modifizierende Einflüsse des äußeren Kreises regeln die Stellung des Gesamtsystems durch feine Antagonisteninnervation in seine Sollstellung (Typ III).

DISKUSSION

Unter der Annahme, daß die Typ I-Bewegung durch den direkten Alpha-Weg erfolgt, ergeben sich folgende Erklärungsmöglichkeiten:

Den zentralen Alpha-Antrieben fehlt die reziproke Verknüpfung auf segmentaler Ebene (GAUER, KRAMER, JUNG ¹¹⁾ S. 243), d.h. bei einer durch das zentrale Alpha-System gestarteten schnellen Willkürbewegung wird der Antagonist nicht gehemmt, er behält also seinen durch das gamma-System vorgegebenen Ruhetonus bei.

Die Antagonistenkräfte (in jeder Gelenkstellung ist Kräftegleichgewicht zwischen Antagonisten- und Agonistenkräften) können also in der Phase 0 bis 1 (sh. Abb. 30) einer schnellen Willkürbewegung nur durch Anspannung serienelastischer Elemente entstehen. Die in den serienelastischen Elementen als potentielle Energie gespeicherte Energie wird am Ende der Zuckungskontraktion der Agonisten als kurzer, passiver Bewegungsrückschlag in Antagonistenrichtung sichtbar. Die in den Bewegungskurven auftretende Bewegung 1 - 2 (Abb. 30) und deren Erklärung als passiver Bewegungsanteil deckt sich mit der physiologischen Theorie.

Als weiteres Indiz für die aufgestellte Hypothese kann gewertet werden, daß bei Auftragung der Kennlinie des passiven Bewegungsabschnittes 1 - 2, eine lineare Kennlinie entsteht, was sich mit der Kennliniencharakteristik eines passiven Federelementes mit der Federkonstante c (Steigung der Geraden) erklären läßt.

Unter der Annahme, daß die Typ I-Bewegung durch die blassen schnellen Zuckungsfasern und die Typ II-Bewegungen durch die langsamen roten Muskelfasern erzeugt werden, können folgende physiologischen Tatbestände neu interpretiert werden:

- Die blassen schnellen Zuckungsfasern werden durch große Motoneurone mit hoher Leitungsgeschwindigkeit, die langsamen roten Muskeln werden durch kleine Motoneurone mit langsamer Leitungsgeschwindigkeit erregt. Nach der dargestellten Theorie werden bei zunehmender Verkürzungsgeschwindigkeit zuerst die kleinen und dann die großen Motoneuronen

erregt (sh. Abb. 25, rechte Abbildung, Typ II- und Typ I-Bewegungen in Abhängigkeit von der Verkürzungsgeschwindigkeit).

Dieser Zusammenhang deckt sich mit dem von HENNEMANN gefundenen "size principle", wonach mit zunehmendem Kraftaufwand einer Bewegung zuerst die kleinen und dann die großen Motoneuronen erregt werden.

- Die großen Alpha-Motoneuronen der schnellen Zuckungsfasern haben große, die kleinen Alpha-Motoneuronen der roten langsamen Muskelfasern haben kleine Aktionspotentiale.

Beim Menschen besteht eine bisher ungeklärte Beziehung zwischen der Größe des Aktionspotentials motorischer Einheiten und der Stärke der willkürlichen Muskelkontraktion:

Bei schwachen Willkürkontraktionen treten zuerst kleine Potentiale auf, deren Frequenz mit größerer Muskelkraft zunimmt. Bei sehr starker Kontraktion erscheinen dann große Potentiale, und zwar in Salven von weniger als 5 Impulsen (NORRIS und GASTEINER in: GAUER, KRAMER, JUNG 11) S. 115).

Dieser Sachverhalt deckt sich mit der dargestellten Theorie, daß bei schwachen Willkürbewegungen (Typ II) zuerst die kleinen Alpha-Motoneuronen mit ihren kleinen Aktionspotentialen erregt werden. Stärkere Bewegungen mit größerer Verkürzungsgeschwindigkeit (Typ I) werden durch große Alpha-Motoneurone hervorgerufen, die große Aktionspotentiale besitzen.

Der Effekt, daß diese großen Potentiale in Salven von weniger als fünf APs auftreten, deckt sich mit der Bandenstruktur der Typ I-Kennlinie (Abb. 25 links), wobei jede Unterbande einem Aktionspotential zugeordnet wurde.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

Die Untersuchung der menschlichen Willkürmotorik erfolgte durch Spontan- und Folgebewegungen des Supinations- Pronationssystems (Drehbewegungen an einem Handrad). Die Bewegungsanzeige erfolgte auf einem Oscillographenschirm, die Registrierung auf einem Polygraphen.

Folgende Bewegungsformen wurden evoziert:

Schwingbewegungen unterschiedlicher Frequenz und Geschwindigkeit, Spontanbewegungen mit und ohne Mustervorgabe unterschiedlicher Geschwindigkeit und Auslenkung, Folgebewegungen, wobei Bewegungssprünge unterschiedlicher Amplitude vorgegeben wurden. Für die Auswertung der einzelnen Bewegungselemente wurde deren Anstiegssteilheit sowie die Bewegungsamplitude graphisch bestimmt.

Durch Auftragen der Bewegungsgeschwindigkeit gegen die Bewegungsamplitude war es möglich, Spontanbewegungen durch eine Kennlinie, bzw. Punktefeldcharakteristik zu beschreiben. Durch dieses Vorgehen konnten drei Bewegungstypen unterschieden werden: schnelle ballistische Start- und Korrekturbewegungen, mittelschnelle kontinuierliche Bewegungen und langsame diskontinuierliche Rampenbewegungen.

Für diese drei Bewegungstypen wurde eine hypothetische Zuordnung zu physiologischen Strukturen versucht. Durch Analyse der einzelnen Bewegungsbestandteile einer schnellen Selbstbewegung konnte die Hypothese erarbeitet werden, daß diese aus der Superposition der drei Bewegungstypen besteht.

Durch eine entsprechende physiologische Deutung konnte eine Theorie der schnellen Willkürbewegung entwickelt werden, die die gewonnenen Kurvenverläufe zu interpretieren imstande ist.

LITERATURVERZEICHNIS

- 1) ALTROCK, W. 1961 Untersuchungen über den Frequenzgang der menschlichen Handbewegung
Inaugural - Dissertation
Frankfurth am Main
- 2) ANGEL, R.W., W. ALSTON, J.R. HIGGINS 1970 Control of movement in Parkinson's disease
Brain, p 93, pp 1-14
- 3) BERNHARD, D.G., BOHM, E. 1974 Cortical representation and funktional significance of the corticomotoneural system.
Arch. Neurol. Psychiat.
Chicago p 72, pp 473-502
- 4) BIRKMAYER, W. und D. SEEMANN 1957 Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten
Bd p 196, pp 313-328
- 5) BOWEN, F.D., HOEHN, M.M. and YAHR, M.D. 1962 Cerebral doninance in relation to tracking and tapping performance in patients with Parkinsonis.
Neurology, Mineapolis, p 22, pp 32-39
- 6) CASSELL, K.J. 1973 The usefull of a temporal correlation technique in the assessment of human motor performance on the tracking device, Medical and biological Engineering
- 7) DRAPER, J.T. and R.J. JOHNS 1964 The disordered movement on Parkinsonism and the effekt of drug treatment
Bulletin of the Johns Hopkins Hospital
p 115, pp 465-480
- 8) EPPELER, W.C. 1966 Analytical design of manned control systems, technical report pp 6-62-66-1, Palo Alto: Lockheed Missiles und Space Co.
pp 144-148.
- 9) FELIX; K.Z. 1923 Biologie p 77, p 231
- 10) FLOWERS, K.A. 1976 Visual closes-loop and open-loop characteristics of volumitary movement in patients with parkinsonism und intention tremor, Brain, p 99, pp 269-310

- 1) GAUER, O.G., KRAMER, K., JUNG, R. 1976 Sensomotorik, in der Reihe Physiologie des Menschen, Band 14, Urban und Schwarzenberg, München-Wien-Berlin
- 2) HENNEMAN, E. 1957 Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. Science p 126, pp 1345-1347.
- 3) ILLIG, H., PFLANZ, M. UEXKÜHL, T. 1953 Pflüg Arch. p 157, p 121
- 4) KORNHUBER, H.H. 1971 Kybernetic 8, pp 157-162.
- 5) KORNHUBER, H.H. 1971 Vorträge der Erlanger Physiologen-Tagung 1970, Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, pp 173-204
- 6) KUPFMÜLLER, K., POKLEKOWSKI, G. 1956 Der Regelmechanismus der willkürlichen Bewegungen, Z. Naturforschung, p 11 b, pp 1-7
- 7) MAYNE, R. 1951 Electr. Engng., p 70, p 207
- 8) NORRIS, F.H. and GASTEINER E.L. 1955 Action potentials of singles motor units in normal muscle. EEG Clin. Neurophysiol. 7, pp 115-125.
- 9) PHILLIPS, C.G. 1969 Motor apparatus of the baboon's hand. Proc. roy. Soc. B 173, pp 141-174.
- 10) SCHWAB, R.S. und PRICHARD, J.S. 1951 An accessment of therapie in Parkinson's disease A.M.A. Archs. Neurolog. Psychiatry p 65, pp 489-501
- 11) SEARLE, L.V. u. TAYLOR, F.V. 1948 J. exp. Psychology, p 38, p 615
- 12) STARK, L. 1968 Neurological Control Systems, Plenum Press, New York
- 13) TAYLOR, F.V. 1949 Electr. Engng., p 68, p 235
- 14) TAYLOR, F.V. und BIRMINGHAM, H.P. 1948 J. exp. Psychology p 38, p 783

- 25) TUSTIN, A. 1947 J. electr. Engr., p 94, p 190
- 26) VOSSIUS, G. 1957 Experimentelle Untersuchung über die gezielte Handbewegung des Menschen, Akademie der Wissenschaften und der Literatur Nr. 4
- 27) VOSSIUS, G. und CHOUDHRY, A.S. 1958 Pflüg.Arch. Bd. 268, pp 75-86
- 28) VOSSIUS, G. und WAGNER, H. 1960 Z. Biol. p 111
- 29) VOSSIUS, G. 1965 Der kybernetische Aspect der Willkürbewegung, Progress in Biocybernetics Vol 2 (Ed: Wiener N. und Schädé J.P.) pp 111-14 Elsevier Publish comp. Amsterdam, London, New York
- 30) WIENER, N. 1948 Cybernetics, John Willey, New York
- 31) WILSON, S.A.K. 1925 Some disorders of motility and of muscle tone, with special reference to the corpus striatum Lancet, p 2, pp 1-10 and pp 53-6

Lebenslauf

Geboren am 24.2.1945 in Hausham, Vater:Architekt, Mutter: Hausfrau.
Volksschule und Oberrealschule in München.

Lehrzeit als Maschinenschlosser am Institut für Eisenbahnbau und
Straßenbau der Technischen Universität München.

Berufstätigkeit in mehreren Industriebetrieben.

Studium der Feinwerktechnik an der Fachhochschule München. Abschluß
zum Ing. grad. mit Auszeichnung. Ingenieurarbeit auf dem
Gebiet der Computersimulation technischer Probleme auf
der Großrechenanlage.

Studium der Psychologie an der Ludwig Maximilians - Universität
München. Abschluß zum Diplompsychologen mit sehr gut.
Diplomarbeit auf dem Gebiet der Diagnose frühkindlicher
Hirnschädigungen durch feinmotorische Testmethoden.

Studium der Humanmedizin an der Ludwig Maximilians - Universität
München.

Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Forschungsstelle
für Soziale Pädiatrie und Jugendmedizin der Universität
München.

Mitarbeiter in mehreren wissenschaftlichen Arbeitskreisen.

Derzeit: Medizinische Tätigkeit in einem Rehabilitationszentrum
für mehrfachbehinderte Jugendliche.

Familiäre Situation: Verheiratet mit der Zahnärztin Dr. Gabriele
Schopf, 10 - jährige gemeinsame Tochter.

